

بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیر کونیا و تیتانیوم بر میکروگپ محل تماس ایمپلنت-اباتمنت تحت Oblique Cyclic Loading در شرایط آزمایشگاهی

دکتر آزینا مظاهری^۱، دکتر مهران نوربخش^۱، دکتر عزت الله جلالیان^۲، دکتر آرش زربخش^۱، دکتر هادی حمزه خسروشاهی^۳

۱-استادیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

۲- دانشیار گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

۳-دستیار تخصصی گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

وصول مقاله: ۹۷/۱۰/۲۳ اصلاح نهایی: ۹۷/۲/۱۶ پذیرش مقاله: ۹۸/۳/۱۵

Comparative Evaluation of Microgap at the Interface of Titanium and Zirconium Abutments Following Oblique Cyclic Loading: An in vitro Study

Azita Mazaheri¹, Mehran Nourbaksh¹, Ezatolha Jalalian², Arash Zarbakh¹, Hadi Hamzehkhosroshahi³

¹Assistant Prof, Prosthodontics dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

²Associate Prof, Prosthodontics dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

³Post Graduate Student, Oral disease Dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 20 March 2018 ; Accepted: 6 June 2019

Abstract

Background and Aim : Microgap in the implant-abutment interface is one of the main challenges in the treatment of two-piece implants. This study aimed to investigate the effect of two types of abutments (zirconia and titanium) on microgap at implant-abutment interface area under oblique cyclic loading in vitro.

Methods and Materials In this in vitro study, 12 implant-abutment assemblies were used, each containing six sets with either zirconia or titanium abutments and vertically mounted in the modified resin blocks of auto-polymerized polyester base. The specimens were then subjected to oblique cyclic loading of 75 N at a 30 ± 2 degrees angle to the longitudinal axis of the implant with a frequency of 1 Hz in 500,000 cycles, equivalent to 20 months of human mastication. For the microgap analysis, direct observation from the top was used with a scanning electron microscopy (SEM) with a magnification of 5000 \times . Statistical analysis was used to compare the microgap before and after the application of loading with the paired t-test.

Results: The amount of microgap before force application in the titanium abutment group was (2.6 ± 0.7) significantly higher than the zirconia abutments (1.9 ± 0.5) ($P = 0.033$). The dimension of the microgap in the titanium abutment group significantly decreased following cyclic loading ($P = 0.047$), but in the zirconia group showed a significant increase ($P = 0.035$). Finally, the dimension of the microgap following oblique cyclic loading in the titanium abutment group (2.0 ± 0.8) was not significantly different with the zirconia abutments (2.7 ± 0.9) ($P = 0.262$).

Conclusion: The difference of microgap after oblique cyclic loading between two types of titanium abutment and zirconium abutment is not significant, and both are clinically acceptable.

Key words: Gap, Titanium alloy, Zirconium, Implant abutment

*Corresponding Author: Hadikhosroshahi@gmail.com

J Res Dent Sci. 2019; 16 (2) :87-96

خلاصه:

سابقه و هدف: میکروگپ در ناحیه اتصال ایمپلنت-اباتمنت یکی از چالش‌های اساسی درمان ایمپلنت‌های دو تکه‌ای (Two-piece implants) است. این مطالعه با هدف بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیرکونیا (Zirconia) و تیتانیوم (Titanium) بر میکروگپ محل تماس ایمپلنت - اباتمنت تحت Oblique cyclic loading (نیروی تکرار شونده مایل) در شرایط آزمایشگاهی انجام شد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه آزمایشگاهی تعداد ۱۲ مجموعه ایمپلنت-اباتمنت در گروه ۶ عددی با دو جنس اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم به صورت عمودی درون بلوک‌های رزینی اصلاح شده با بیس پلی استر اتوپلیمریزه شونده مانت شدند. نمونه‌ها تحت ۷۵ نیوتن Oblique cyclic loading با زاویه $2 \pm 30^\circ$ درجه نسبت به محور طولی ایمپلنت با فرکانس ۱ هرتز در ۵۰۰۰۰۰ سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است، قرار گرفتند. برای آنالیز میکروگپ از مشاهده مستقیم از بالا توسط میکروسکوپ الکترونی (SEM) با بزرگ‌نمایی $5000\times$ استفاده شد. جهت آنالیز آماری برای مقایسه قبل و بعد از load از paired t-test و برای مقایسه دو گروه مستقل از Independent sample t test استفاده شد.

یافته‌ها: میزان میکروگپ قبل از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی ($2/6 \pm 0/7$ میکرون) بیشتر از اباتمنت‌های زیرکونیایی ($1/5 \pm 0/9$ میکرون) بود ($P = 0/033$). میزان میکروگپ در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی بعد از وارد کردن نیرو کاهش ($P = 0/047$)، اما در گروه اباتمنت‌های زیرکونیایی به صورت معنی‌داری افزایش یافت ($P = 0/035$). در نهایت میزان میکروگپ بعد از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی ($2/0 \pm 0/8$ میکرون) با اباتمنت‌های زیرکونیایی ($2/7 \pm 0/9$ میکرون) نداشت ($P = 0/262$)

نتیجه‌گیری: میزان میکروگپ به دنبال Oblique cyclic loading در دو نوع اباتمنت تیتانیومی و اباتمنت زیرکونیایی تفاوتی ندارد و هر دو در محدوده قابل قبول از نظر بالینی قرار دارند.

کلیدواژه‌ها: گپ، آلیاژ تیتانیوم، زیرکونیا، اباتمنت ایمپلنت

مقدمه:

مدت گزارش شده است.^(۱۰) Passive fit عبارت است از شرایطی که در نبود نیروهای خارجی، ساختار پروتزی هیچ گونه کششی بر ایمپلنت و در نتیجه به استخوان اطراف وارد نکند.^(۱۰) به طور اجتناب‌ناپذیری در تمام انواع اتصال ایمپلنت - اباتمنت حین اعمال نیرو به مجموعه سایز Gap افزایش خواهد یافت.^(۱۵، ۱۶) به منظور توزیع یکنواخت نیروها در طول محل تماس و همچنین استخوان اطراف ایمپلنت، Fit دقیق ایمپلنت و اباتمنت مورد نیاز است.^(۱۰) عواملی که بر Microgap تأثیر می‌گذارند عبارتند از: سیستم ایمپلنت استفاده شده، ژئومتری ناحیه تماس بین ایمپلنت و اباتمنت، نوع اباتمنت، Optimal fit، Preload، Fit tolerance، اجزا، Rotational freedom اباتمنت و نیروهای اکلوزالی^(۵، ۶، ۱۷-۱۹)

میکروگپ در ناحیه اتصال ایمپلنت - اباتمنت هنوز هم از چالش‌های درمان ایمپلنت دو تکه‌ای است.^(۹-۱۱) میانگین Misfit و Microgap بین انواع اباتمنت‌ها و سیستم‌ها در مطالعات متعدد کمتر از $10 \mu\text{m}$ گزارش شده است.^(۴، ۱۰-۱۲) اولین بار Branemark در سال ۱۹۸۳ در آمریکا میزان گپ ۱۰ میکرونی محل تماس ایمپلنت - اباتمنت را به منظور پیشگیری از فرآیند آسیب به استخوان در برابر نیروهای اکلوزالی، قابل قبول گزارش کرد.^(۱۰) تمام ایمپلنت‌های دندانی دو تکه‌ای خصوصیت Mating zone ایجاد می‌کنند که با اصطلاح اتصال ایمپلنت - اباتمنت (Implant-abutment connection) برای تامین^(۱۳-۱۵) Passive fit بین ایمپلنت و اباتمنت پروتزی، Vertical marginal fit به عنوان یک فاکتور مهم به منظور اطمینان از موفقیت طولانی

قبول کلینیکی، عوارض به دو فرم خود را نشان خواهد داد: (۱) بیولوژیک شامل افزایش انتقال نیرو ها به استخوان و تحلیل استخوان، التهاب مخاطی، تجمع پلاک، میکرولیکیج و (۲) مکانیکی شامل لق شدن یا شکستن پیچ (Screw loosening/fracture)، شکستن اباتمنت (Abutment fracture) و از دست رفتن استواینتریشن در موارد پیچیده. (۲۴-۲۰)

تکنیک های مختلفی برای کاهش Misfit و Microgap پیشنهاد شده اند، این تکنیک ها شامل: نوع اتصال ایمپلنت - اباتمنت، استفاده از ورقه های ژل سیلیکون، اعمال تورک های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت و نوع اباتمنت می باشد (۳، ۹، ۱۰، ۱۲، ۲۵، ۲۶).^(۲۶) Mori و همکارانش در مطالعه ای Vertical gap را در دو نوع اباتمنت ریختگی و Pre-machined اندازه گرفتند. آن ها نشان دادند که قبل از اعمال نیروی دوره ای تکرار شونده در آنها به ترتیب $5/33\mu\text{m}$ و $7/36\mu\text{m}$ و بعد از نیروی Cyclic به ترتیب $6/64\mu\text{m}$ و $8/16\mu\text{m}$ بود و تفاوت آماری معنی داری بین دو گروه وجود نداشت.^(۱۸) جنس اباتمنت تأثیر قطعی بر نمود زیبایی و نیز عملکرد یک رستوریشن ایمپلنت دارد.^(۱۹) اباتمنت های تیتانیومی به دلیل ثبات خوب و سازگاری زیستی قابل قبول به عنوان استاندارد طلایی در بازسازی های ایمپلنت در نظر گرفته می شوند.^(۱۹) اما اخیراً نیازهای زیبایی بیماران برای بازسازی فضای تک دندان به وسیله ی رستوریشن متکی بر ایمپلنت، خصوصاً نواحی قدامی چالش ایجاد کرده است.^(۲۶) معرفی اباتمنت های سرماییکی High-strength مدرن فرصت جدیدی برای ترمیم Missing دندان در Esthetic zone فراهم کرده است.^(۱۹) در اندازه گیری Vertical misfit در سه نوع اباتمنت زیرکونیا، طلا و تیتانیوم در مقابل نیروی Cyclic مشخص شده بالاترین میزان Vertical gap برای طلا با $0/78 \pm 14/93\mu\text{m}$ و پس از آن تیتانیوم $0/4 \pm 8/53\mu\text{m}$ کمترین میزان برای زیرکونیا $0/73 \pm 5/64\mu\text{m}$ گزارش شده است.^(۱۰) مطالعات مختلفی به بررسی تأثیر عوامل مختلف بر میکروگپ پرداخته اند.^(۷، ۸، ۲۷) اما اطلاعات کمی در مورد تأثیر نوع

اباتمنت بر Microgap با شبیه سازی نیروهای جویدن انسانی دسترس است (۲۸). لذا با توجه به اینکه تحقیقات قبلی تناقض و کاستی هایی داشته اند، این تحقیق با هدف بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیرکونیا (Zirconia) و تیتانیوم (Titanium) بر میکروگپ محل تماس ایمپلنت - اباتمنت تحت نیروی مایل تکرار شونده در شرایط آزمایشگاهی در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی تهران در سال ۹۵ انجام شد.

مواد و روش ها:

روش تحقیق در مطالعه حاضر از نوع تجربی آزمایشگاهی (in vitro experimental) بود. با توجه به نتایج حداقل حجم نمونه در هر کدام از ۲ گروه مطالعه ۶ نمونه برآورد گردید.

سیستم ایمپلنت مورد استفاده شرکت Osstem (Osstem Co., Seoul, Korea) یا فرم Geometry ناحیه تماس ایمپلنت - اباتمنت (11° Morse Taper) بود که با توجه به این موضوع که امروزه بیشتر از این نوع اتصال ایمپلنت - اباتمنت استفاده می شود، در این تحقیق نیز این نوع اتصال در نظر گرفته شد.^(۲۹، ۳۰) ۱۲ اباتمنت از دو نوع Zirconia و Titanium، هر دو اباتمنت مستقیم با ارتفاع ۷ میلی متر و ارتفاع لثه ای ۵ میلی متر و قطر ۵/۴ میلی متر هستند. ایمپلنت ها نیز تعداد ۱۲ عدد با طول ۱۰ میلی متر و قطر ۴ میلی متر همگی از جنس تیتانیوم بود.

برای انجام این پروژه نیاز به دستگاهه cyclic load، تورک متر دیجیتالی و میکروسکوپ بود.^(۶، ۷) دستگاه Cyclic load با هماهنگی لابراتوار مواد دندانی دانشگاه تهران (Chewing Simulator CS-4, Mechatronik, Germany)، تورک متر دیجیتالی (Lutron Electronic SEM (JSM5310, Geol, Enterprise Co, Taiwan) Tokyo) نیز با هماهنگی آزمایشگاه مواد دندانی دانشگاه تهران استفاده شد.

به منظور افزایش دقت کارها، تمامی مراحل توسط یک عمل کننده انجام شد.^(۳۱) اباتمنت ها با استفاده از تورک متر دیجیتال (Lutron Electronic Enterprice Co, taiwan) با تورک ۳۰ N.cm به توصیه ی کارخانه ی سازنده محکم شدند^(۹،۱۲). ۱۰ دقیقه بعد مجددا همه نمونه ها با ۳۰ N.cm re-tourque شدند.^(۶) این کار به منظور جبران settling effect و دستیابی به optimum preload توصیه شده است.^(۱۷)

در این مطالعه ارزیابی میکروگپ در دو مرحله قبل و بعد از وارد کردن cyclic load صورت گرفت. ابتدا میزان میکروگپ نمونه ها توسط SEM ارزیابی شد. برای اطمینان از اینکه نمونه ها در موقعیت درست در SEM قرار گیرند و ارزیابی gap دقیق انجام شود، هر نمونه در یک holder مانت شد به طوری که سطح ایمپلنت-اباتمنت موازی با detector در SEM قرار گیرد.^(۳۲) در هر کدام از ۴ ناحیه علامت گذاری شده روی پلتفرم ایمپلنت، ۳ عکس گرفته و میزان گپ در هر عکس اندازه گیری و میانگین ۳ عدد به عنوان گپ در آن نقطه گزارش شد. در نهایت نیز میانگین اعداد بدست آمده از ۴ ناحیه به عنوان مقدار گپ نمونه در نظر گرفته شد. سپس هر نمونه درون jig استیل شده طبق استاندارد ISO 14801 توسط نگهدارنده با زاویه $2 \pm 30^\circ$ نگه داشته شد^(۹، ۶). در این تحقیق به منظور شبیه سازی نیروهای جویدن انسانی از دستگاه

cyclic load (Chewing Simulator CS-4, Mechatronik, cyclic Germany) استفاده شد^(۶، ۷). در حین وارد کردن cyclic load نمونه ها در آب ۳۷ درجه سلسیوس قرار گرفتند.^(۱۷) ضمناً براساس استاندارد ISO 14801 فاصله ی نقطه اعمال نیرو از حد ساپورت شونده ایمپلنت 1mm بود.^(۶) برای این منظور ۱۲ عدد cap به شکل نیمه کرووی از جنس stainless steel مطابق با فرم اباتمنت ها ساخته شد و با سمان موقت (Temp bond, Kerr, America) و با نیروی ۱۵ نیوتن بر

حجم کل نمونه ۱۲ مجموعه ی ایمپلنت - اباتمنت است که بر اساس متغیرهای تحقیق مشابه سازی شد. ابتدا با استفاده از دریل high-speed ۴ نقطه در ۴ طرف پلتفرم ایمپلنت ها برای ارزیابی های بعدی ایجاد شد.^(۴) ایمپلنت ها به صورت عمودی درون بلوک های رزینی اصلاح شده با بیس پلی استر اتوپلیمریزه شونده (Technovit 4000; Heraeus با Kulzer GmbH & Co., Wehrbein, Germany) طول ۱۹ میلی متر و قطر ۳۴ میلی متر مانت شدند.^(۲۵، ۲۷) این رزین دارای ضریب الاستیسیته ی ۱۲ GPa می باشد که مشابه با ضریب الاستیسیته ی بافت استخوانی (۱۳/۷ GPa) است^(۳۱) برای تهیه ی این رزین پودر و مایع طبق دستور کارخانه ی سازنده برای همه ی نمونه ها یکسان استفاده شد.^(۲۷) به منظور افزایش دقت در عمودی مانت کردن ایمپلنت ها درون بلوک ها از سورویور دندانانی (J.M. Ney Co., Bloom field, CT, USA) استفاده شد و ایمپلنت ها به منظور دسترسی مناسب به ناحیه گپ یک میلی متر بالاتر از لبه رزین قرار داده شدند.^(۸)

در مرحله ی بعد ۱۲ ایمپلنت مانت شده به صورت random به دو گروه تقسیم شدند. (n=۶)^(۵) برای آنالیز گپ از مشاهده مستقیم از بالا توسط SEM (JSM5310, Geol) با بزرگ نمایی $5000 \times$ استفاده شد.^(۴) برای اینکه محل تماس از بالا قابل مشاهده باشد قطر اباتمنت ها با تراش ناحیه emergence profile توسط دستگاه تراش (Milling machine, Degussa F1, Germany) یافت به طوری که HOC (high of contoure) اباتمنت ها در سطح پلتفرم ایمپلنت باشد.^(۴) پس از تراش، اباتمنت ها در اولتراسونیک برای ۲۰ دقیقه شستشو داده شدند، این کار به منظور برداشتن ذرات باقی مانده ی حاصل از فرایند تراش انجام شد.^(۴) برای گروه یک، شش اباتمنت زیرکونیا و برای گروه دو، شش اباتمنت تیتانیومی نصب شد.^(۵)

یافته‌ها

در جدول ۱ مقادیر حداقل، حداکثر، میانگین و انحراف معیار برای گپ قبل و بعد از Cyclic loading به تفکیک در دو گروه زیر کونیا و تیتانیوم مقایسه شده است.

جدول ۱- گپ قبل و بعد از Cyclic loading به تفکیک نوع اباتمنت

گروه	میانگین \pm انحراف معیار قبل از اعمال نیرو	میانگین \pm انحراف معیار قبل از اعمال نیرو	Pvalue
زیر کونیا	۱/۵ \pm ۰/۹	۲/۷ \pm ۰/۹	۰/۰۳۵
تیتانیوم	۲/۶ \pm ۰/۷	۲ \pm ۰/۸	۰/۰۴۷
Pvalue	۰/۰۳	۰/۲۶	

میزان گپ قبل از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی به صورت معنی داری بیشتر از اباتمنت‌های زیر کونیایی بود ($P = ۰/۰۳۳$). میزان گپ در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی بعد از وارد کردن نیرو به صورت معنی داری کاهش یافت ($P = ۰/۰۴۷$). میزان گپ در گروه اباتمنت‌های زیر کونیایی بعد از وارد کردن نیرو به صورت معنی داری افزایش یافت ($P = ۰/۰۳۵$). در نهایت میزان گپ بعد از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی اختلاف معنی داری با اباتمنت‌های زیر کونیایی نداشت ($P = ۰/۲۶۲$).

بحث

اعمال نیرو در هر دو گروه تأثیر معنی دار روی میکروگپ داشت، به طوری که میزان میکروگپ در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی به دنبال اعمال نیرو، کاهش و در گروه اباتمنت‌های زیر کونیایی افزایش یافت. با این حال، بعد از خاتمه اعمال نیرو تفاوت معنی داری بین دو گروه از نظر اندازه میکروگپ یافت نشد و میزان میکروگپ در هر دو جنس اباتمنت مشابه بود.

دقت تماس (Precision of fit) به میزان چفت شدن حدفاصل ایمپلنت و اباتمنت قرار گرفته روی آن اتلاق می‌شود.^(۳۲) هنگامی که اباتمنت به فیکسچر متصل شود، یک

روی اباتمنت‌ها سمان شد.^(۶) بنابراین نمونه‌ها تحت ۷۵ نیوتن نیروی مایل با زاویه $۳۰ \pm ۲^\circ$ نسبت به محور طولی ایمپلنت با فرکانس ۱ Hz در ۵۰۰,۰۰۰ سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است قرار گرفتند^(۶)

پس از اتمام cyclic load برای ارزیابی میکروگپ مجدداً مطابق روش فوق الذکر از میکروسکوپ SEM استفاده شد^(۴, ۲۷)

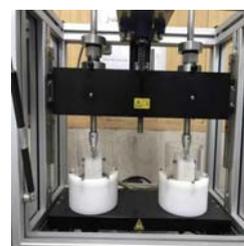
جهت آنالیز آماری برای مقایسه قبل و بعد از load از paired T-test و برای مقایسه دو گروه مستقل با توجه به اینکه داده‌ها از توزیع نرمال تبعیت می‌کردند Independent sample t test استفاده شد.



شکل ۱- نمونه‌ی مانت شده همراه با cap استیل سمان شده



شکل ۲: نمونه حین اعمال نیرو



شکل ۳: دستگاه Cyclic load

اباتمنت بر بروز میکروگپ و رابطه آن با Oblique cyclic loading در ادامه بحث می‌شود.

در این مطالعه از ایمپلنت‌های تیتانیومی استفاده شد، چرا که همچنان متداول‌ترین ماده ایست که در ساخت فیکسچرهای ایمپلنت استفاده می‌شود. نوع اتصال (Connection) مورد استفاده در مطالعه حاضر از نوع Morse taper با زاویه ۱۱ درجه بود. ایمپلنت Morse taper با هدف افزایش خصوصیات مثل: fit بهتر ایمپلنت-اباتمنت، ممانعت از میکرولیکیج باکتریال و Gap، کاهش تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت، بهبود ثبات مکانیکی و جلوگیری از Screw loosening اباتمنت استفاده به کار رفت. (۳۷، ۳۸) در اتصال Morse taper تامین ثبات بر عهده screw نیست، بلکه این ویژگی به وسیله مقاومت سایشی بین اجزای مخروطی (conical) اباتمنت و ایمپلنت به دست می‌آید. (۳۱) طبق مطالعات سیستم ایمپلنت Morse taper با داشتن خصوصیات مکانیکی همچون ایجاد Preload مناسب و اصطکاک محل تماس ایمپلنت-اباتمنت که منجر به حفظ Integrity ایمپلنت-اباتمنت می‌شود مناسب تر از سیستم External Hexagonal می‌باشد. (۲۸)

اباتمنت‌های تیتانیومی Premachined در مطالعات مختلف، میکروگپ کمتری از اباتمنت‌های Castable از جنس طلا، آلیاژ نیکل-کروم، آلیاژ کروم-کبالت و Cast titanium نشان داده‌اند که احتمالاً به علت وجود نامنظمی‌هایی است که طی پروسه ریختگی ایجاد می‌شود. (۳۹، ۲۷) اباتمنت‌های سرامیکی به منظور غلبه بر مشکلات زیبایی اباتمنت‌های تیتانیومی معرفی شده‌اند که پیش ساخته آن‌ها زیرکونیا است. با توجه به کمبود مطالعات در زمینه بررسی میکروگپ موجود بین اباتمنت‌های Prefabricated zirconia، از این اباتمنت‌ها برای مقایسه با اباتمنت‌های تیتانیومی در مطالعه حاضر استفاده شد. به منظور شبیه‌سازی شرایط بالینی انتقال نیروی اکلوزالی روی اباتمنت‌ها، از نیروی مایل به صورت تکرار شونده

میکروگپ بین این اجزا شکل می‌گیرد. (۳۳) با وجود آن که هنوز میزان ایده‌آل دقت تماس در حدفاصل ایمپلنت-اباتمنت معین نشده است، بعضی از مقالات عنوان می‌کنند که با کنترل کردن میزان Misfit، می‌توان از عوارض و مشکلات جلوگیری کرد. (۳۴، ۳۵) میکروگپ خارج از محدوده قابل قبول کلینیکی در محل تماس ایمپلنت-اباتمنت، دو دسته کلی از عوارض را در پی خواهد داد: عوارض بیولوژیک شامل افزایش انتقال نیروها به استخوان و تحلیل استخوان، التهاب مخاطی، تجمع پلاک، میکرولیکیج و عوارض مکانیکی شامل لق شدن یا شکستن پیچ (Screw loosening/ fracture)، شکستن اباتمنت (Abutment fracture) و از دست رفتن استواینتریشن در کیس‌های پیچیده. (۱۸-۲۲) عواملی که بر میکروگپ تأثیر می‌گذارند عبارتند از: سیستم ایمپلنت استفاده شده، ژئومتری ناحیه تماس بین ایمپلنت و اباتمنت، نوع اباتمنت، Optimal fit، Preload، Fit tolerance، اجزا، Rotational freedom اباتمنت و نیروهای اکلوزالی (۵، ۶، ۱۷-۱۹). تلاش‌های زیادی برای به حداقل رساندن Misfit و Microgap صورت گرفته است که شامل: استفاده از ایمپلنت‌های قطور (Wide-diameter)، به کار گیری Platform switching، نوع اتصال ایمپلنت - اباتمنت، استفاده از Silicone gel sheets، اعمال تورک‌های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت و نوع اباتمنت می‌باشد (۳، ۹، ۱۰، ۱۲، ۲۵، ۲۶) میکروگپ در حد فاصل اباتمنت تیتانیومی با سطوح تیتانیومی ایمپلنت به طور گسترده‌ای از لحاظ Precision of fit مورد بررسی قرار گرفته است (۳۶)، با این حال مطالعات روی Fit حد تماس ایمپلنت-اباتمنت در اباتمنت‌های زیرکونیا و تأثیر Cyclic loading روی حدفاصل زیرکونیا به تیتانیوم ناکافی است. (۱۴) در مطالعه حاضر با یکسان‌سازی تمام عوامل منجر به بروز میکروگپ در حد فاصل اباتمنت-ایمپلنت، صرفاً تأثیر جنس اباتمنت بر وقوع این پدیده مورد بررسی قرار گرفت. بر این اساس اثرات مختلف جنس

گزارش کردند که میکروگپ از $2/52 \mu\text{m}$ به $1/85 \mu\text{m}$ کاهش یافت. در مطالعه Gehrke و همکارانش، Karl و همکاران و Tioosi و همکاران، بعد از اعمال نیروی تکرار شونده تفاوت معنی داری در میکروگپ ابامنت‌های زیرکونیایی مشاهده نشد^(۱۷، ۴۱، ۴۲)، با این وجود در مطالعه Gehrke و همکاران، شکستگی های ریز در ابامنت‌های زیرکونیایی تحت بارگذاری گزارش شد. با توجه به خلأ مطالعاتی در زمینه اثر Cyclic loading روی میکروگپ در ابامنت‌های زیرکونیایی، تناقض موجود بین این مطالعه و مطالعه حاضر، احتمالاً به علت تفاوت در Connection مورد استفاده و شرایط اعمال نیرو بوده است. افزایش معنی دار میکروگپ در ابامنت‌های زیرکونیایی به دنبال اعمال نیرو (حدود $1/2$ میکرومتر افزایش) می‌تواند ناشی از سایش متعاقب بارگذاری (Fretting wear) در ابامنت‌های سرامیکی باشد که موجب جدا شدن سطوح ابامنت زیرکونیایی و ایمپلنت تیتانیومی شده است^(۱۴) در این مطالعه مشاهده شد که میزان میکروگپ پس از نیروی مایل تکرار شونده در ابامنت‌های زیرکونیایی و تیتانیومی تفاوت معنی داری ندارد و هر دو منجر به Fit خوب در ناحیه حد فاصل ایمپلنت-ابامنت می‌شوند. این یافته همسو با مطالعات مختلف در این زمینه است. در مطالعه Butignon و همکارانش روی Vertical misfit ایمپلنت - ابامنت های تکی ساخته شده از مواد مختلف در مقابل Cyclic loading مشخص شد که ابامنت های زیرکونیایی دقت Marginal fit بیشتری از ابامنت‌های تیتانیومی دارند و Cyclic loading تاثیر معنی داری در میزان گپ عمودی ندارد.^(۱۰) Gehrke و همکارانش نیز در مطالعه‌ای روی رفتار مکانیکی ابامنت های زیرکونیا و تیتانیوم قبل و بعد از اعمال Cyclic loading گزارش کردند که در ابامنت تیتانیومی میکروگپ به نزدیک صفر رسید، ولی در ابامنت زیرکونیایی، تفاوت معنی داری در Misfit مشاهده نشد که تا حد زیادی همسو با یافته‌های مطالعه حاضر است. البته Gehrke و همکارانش گزارش کردند که استفاده از

استفاده شد.^(۱۴) هنگام انتقال نیروهای جونده به مجموعه ابامنت-رستوریشن، بخش لترالی نیرو مسئول ایجاد گشتاورهای خمشی (Bending moments) است. همچنین نیروهای غیر محوری وارده بر دندان‌های قدامی ماگزیلا استرس بیشتری را در امتداد سطوح فاسیال و لینگوال حدفاصل ایمپلنت-ابامنت ایجاد می‌کند.^(۱۴) بنابراین در مطالعه حاضر از Cyclic loading با زاویه 30° درجه و فرکانس ۱ هرتز در 50000 سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است، استفاده شد.

میانگین مقدار میکروگپ ابامنت‌های تیتانیومی در حد فاصل ایمپلنت-ابامنت قبل از Cyclic loading در مطالعه حاضر به طور معنی داری $(0/7 \pm 2/6)$ میکرومتر بیشتر از ابامنت‌های زیرکونیایی $(0/9 \pm 1/5)$ میکرومتر بود. در مطالعات انجام گرفته توسط Jesus Tavarez و همکاران، Tsugi و همکاران و De mori و همکاران با استفاده از ابامنت‌های تیتانیومی Premachined میکروگپ هنگام استفاده از بین صفر تا $8/16$ میکرومتر گزارش شده است^(۱۸، ۲۷، ۳۰) در هر صورت مقدار به دست آمده در مطالعه حاضر کمتر از 10 میکرومتر بود که از لحاظ کلینیکی قابل قبول محسوب می‌شود.^(۱۸، ۲۷، ۳۰) در مورد ابامنت‌های زیرکونیایی مطالعات کمتری موجود است که در آن‌ها قبل از اعمال نیرو میکروگپ بین $0/38$ تا 9 میکرومتر گزارش شده است^(۱۸، ۴۰). تنوع در مقادیر میکروگپ اندازه‌گیری شده در مطالعات مختلف می‌تواند به علت استفاده از انواع مختلف Connection، شرایط متفاوت Loading و متدهای مختلف اندازه‌گیری میکروگپ باشد.

یافته جالب توجه این مطالعه مشاهده افزایش معنی‌دار میزان میکروگپ در ابامنت‌های زیرکونیایی $(0/9 \pm 2/7)$ میکرومتر) و کاهش معنی‌دار میزان میکروگپ در ابامنت‌های تیتانیومی $(0/8 \pm 2/0)$ میکرومتر) به دنبال اعمال نیروی تکرار شونده مایل بود. Yuzugullu و همکارانش^(۱۴) اثر Dynamic loading روی ابامنت‌های زیرکونیایی دست ساز را بررسی و

این پیشنهاد نیاز به بررسی‌های بیشتری دارد. با توجه به اینکه این گونه تحقیقات نیاز به تجهیزات و لوازم پژوهشی خاصی دارد لذا فراهم کردن یک مرکز پژوهشی در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد که مجهز به این امکانات باشد کاملاً ضروری است.

نتیجه گیری: با توجه به محدودیت‌های این مطالعه مشاهده شد که میزان میکروگپ به دنبال Oblique cyclic loading در دو نوع اباتمنت تیتانیومی و اباتمنت زیرکونیایی تفاوت نداشته و هر دو در محدوده قابل قبول از نظر بالینی قرار دارند.

اباتمنت های زیرکونیا منجر به تغییر شکل دائمی در ایمپلنت Hexagon می شود.^(۱۷) با توجه به یافته‌های مطالعه حاضر و مقایسه با سایر مطالعات می‌توان نتیجه گرفت که هر دو نوع اباتمنت‌های تیتانیومی و زیرکونیایی در شرایط مشابه، عملکرد قابل قبول بالینی از لحاظ میزان میکروگپ خواهند داشت. در این زمینه می‌توان استنباط کرد که رویکردهای مؤثر در کاهش میکروگپ مانند استفاده از ایمپلنت‌های قطور به کار گیری Platform switching، نوع اتصال ایمپلنت – اباتمنت، استفاده از Silicone gel sheets، اعمال تورک های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت، اثر بیشتری در کنترل میکروگپ نسبت به جنس اباتمنت دارند. مطالعات بیشتری نیاز است تا اثر Cyclic loading را بر انواع اباتمنت‌های Castable و Prefabricated و همچنین اثر مدت زمان Cyclic loading و نوع Connection ایمپلنت را بر میکروگپ ارزیابی کنند. از جمله محدودیت های این مطالعه عدم امکان بررسی سایر مشکلات مکانیکی رایج مانند کاهش Preload، شل شدن پیچ (Screw loosening)، چرخش اباتمنت و عدم بررسی مشکلات بیولوژیک مانند میکرولیکیج بود که البته از اهداف مطالعه حاضر نبودند.^(۴۳)

References:

- 1-Alqutaibi AY, Aboalrejal AN. Microgap and Micromotion at the Implant Abutment Interface Cause Marginal Bone Loss Around Dental Implant but More Evidence is Needed. *J Evid Based Dent Pract* 2018;18(2):171-2.
- 2-Rocha Ferreira J, Song N, Machado M, Machado L, Correia A, Reis A. Fatigue and microgap behaviour of a three-unit implant-fixed dental prosthesis combining conventional and dynamic abutments. *J Med Eng Technol* 2018;1-9.
- 3-Koutouzis T, Gadalla H, Lundgren T. Bacterial Colonization of the Implant-Abutment Interface (IAI) of Dental Implants with a Sloped Marginal Design: An in-vitro Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;18(1):161-7.
- 4-Gehrke SA, Pereira Fde A. Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(4):791-7.
- 5-Berberi A, Tehini G, Rifai K, Bou Nasser Eddine F, El Zein N, Badran B, et al. In vitro evaluation of leakage at implant-abutment connection of three implant systems having the same prosthetic interface using rhodamine B. *Int J Dent* 2014;2014:351263.
- 6-do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Goncalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, et al. Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):551-60.
- 7-Nascimento C, Ikeda LN, Pita MS, Pedroso e Silva RC, Pedrazzi V, Albuquerque RF, et al. Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *J Prosthet Dent* 2015;114(6):831-8.
- 8-Smith NA, Turkyilmaz I. Evaluation of the sealing capability of implants to titanium and zirconia abutments against *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, and *Fusobacterium nucleatum* under different screw torque values. *J Prosthet Dent* 2014;112(3):561-7.
- 9-Peruzetto WM, Martinez EF, Peruzzo DC, Joly JC, Napimoga MH. Microbiological Seal of Two Types of Tapered Implant Connections. *Braz Dent J* 2016;27(3):273-7.
- 10-Butignon LE, de Almeida Basilio M, Santo JS, Arioli Filho JN. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31(5):1017-22.
- 11-Mobilio N, Fasiol A, Franceschetti G, Catapano S. Marginal Vertical Fit along the Implant-Abutment Interface: A Microscope Qualitative Analysis. *Dent J (Basel)* 2016;4(3).
- 12-Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J.* 2008;27(1):29-34.
- 13-Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(1):44-50.
- 14-Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;10(2):13-21
- 15-Tripodi D, D'Ercole S, Iaculli F, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G. Degree of bacterial microleakage at the implant-abutment junction in Cone Morse tapered implants under loaded and unloaded conditions. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;13(4):367-71.
- 16-Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;101(7):1321-8.
- 17-Gehrke SA, Poncio da Silva PM, Calvo Guirado JL, Delgado-Ruiz RA, Dedavid BA, Aline Nagasawa M, et al. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *J Prosthet Dent* 2016;116(4):529-35.
- 18-De Mori R, Ribeiro CF, da Silva-Concilio LR, Claro Neves AC. Evaluation of castable and premachined metal base abutment/implant interfaces before and after cyclical load. *Implant Dent* 2014;23(2):212-7.
- 19-Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SH, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(4):996-1002.
- 20-Gehrke SA, Shibli JA, Aramburu Junior JS, de Val JE, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral Res.* 2016;30.
- 21-Kikuchi K, Akiba N, Sadr A, Sumi Y, Tagami J, Minakuchi S. Evaluation of the marginal fit at implant-abutment interface by optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2014;19(5):055002.
- 22- Dias E. Assessment of Bacterial Leakage at the Implant- Abutment Interface of Internal and External Connection Implants: An In Vitro Study 2016.

- 23-Zanardi PR, Costa B, Stegun RC, Sesma N, Mori M, Lagana DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. *Braz Dent J*. 2012;23(5):502-7.
- 24-Alves da Cunha Tde M, Correia de Araujo RP, Barbosa da Rocha PV, Pazos Amoedo RM. Comparison of fit accuracy between Procera custom abutments and three implant systems. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(5):772-7.
- 25-Pimentel AC, Manzi MR, Sartori SG, da Graca Naclerio-Homem M, Sendyk WR. In vivo effectiveness of silicone gel sheets as barriers at the inner microgap between a prosthetic abutment and an external-hexagon implant platform. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(1):121-6.
- 26-Butignon LE, Basilio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(3):e161-70.
- 27-Jesus Tavares RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci* 2011;19(1):16-21.
- 28-Cerutti-Kopplin D, Rodrigues Neto DJ, Lins do Valle A, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):824-7.
- 29-Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont* 2013;5(1):21-8.
- 30-Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009;28(4):373-81.
- 31-Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Implants Res* 2016;27(5):553-7.
- 32-Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LVJ, Narhi TO. Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *J Oral Implantol* 2018;44(5):330-4.
- 33-Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol* 2017;83:153-60.
- 34-Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006;85(5):473-8.
- 35-Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(6):879-85.
- 36-Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005;31(6):269-75.
- 37-Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, et al. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent* 2016;10(1):148-54.
- 38-Moris IC, Faria AC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont* 2012;4(3):158-61.
- 39-Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont* 2008;21(2):121-3.
- 40-Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(3):537-43.
- 41-Karl M, Taylor TD. Effect of Cyclic Loading on Micromotion at the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31(6):1292-7.
- 42.Tiozzi R, Gomes EA, Lapria Faria AC, Silveira Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of cyclic loading on the vertical microgap of long-span zirconia frameworks supported by 4 or 6 implants. *J Prosthet Dent* 2014;112(4):828-33.
- 43.Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(4):299-309.