بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم بر میکروگپ محل تماس ایمپلنت–اباتمنت تحت Oblique Cyclic Loading در شرایط آزمایشگاهی

دکتر آزیتا 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 Mazaheri[1], Mehran Nourbaksh[1], Ezatolha Jalalian[2], Arash Zarbakh[1], Hadi Hamzehkhosroshahi[3]

[1]Assiatant Prof, Prosthodontics dept, Faculty of Dentistry,Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University,Tehran,Iran
[2]Associate Prof, Prosthodontics dept, Faculty of Dentistry,Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University,Tehran,Iran
[3]Post 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×. 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

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر هادی حمزه خسروشاهی تلفن: ۰۹۱۴۳۱۰۰۶۵۳ پست الکترونیک: Hadikhosroshahi@gmail.com

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

خلاصه:

سابقه وهدف: میکروگپ در ناحیه اتصال ایمپلنت-اباتمنت یکی از چالش‌های اساسی درمان ایملپنت‌های 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 روش ها: 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. نمونه ها تحت ۷۵ نیوتن Oblique cyclic loading با زاویه ۲ ±۳۰ 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 بزرگ نمایی ۵۰۰۰× استفاده شد. جهت آنالیز آماری برای مقایسه قبل و بعد load از paired t-test و برای مقایسه دو گروه مستقل از Independent sample t test استفاده شد.

یافته ها: میزان میکروگپ قبل از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی (۰/۷±۲/۶ میکرون) بیشتر از اباتمنت‌های زیرکونیایی (۰/۹±۱/۵ میکرون) بود (P =۰/۰۳۳). میزان میکروگپ در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی بعد از وارد کردن نیرو کاهش (P =۰/۰۴۷)، اما در گروه اباتمنت‌های زیرکونیایی به صورت معنی داری افزایش یافت (P =۰/۰۳۵). در نهایت میزان میکروگپ بعد از وارد کردن نیرو در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی (۰/۸±۲/۰ میکرون) با اباتمنت‌های زیرکونیایی (۰/۹±۲/۷ میکرون) نداشت (P =۰/۲۶۲)

نتیجه گیری: 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.

کلید واژه ها: گپ، آلیاژ تیتانیوم، زیرکونیا، اباتمنت ایمپلنت

مقدمه:

میکروگپ در ناحیه اتصال ایمپلنت – اباتمنت هنوز هم از چالش های درمان ایملپنت دو تکه‌ای است.[۹-۱] میانگین Misfitو Microgap بین انواع اباتمنت ها و سیستم ها در مطالعات متعدد کمتر از ۱۰µm 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 ایمپلنت های دندانی دو تکه ای خصوصیت Mating zone ایجاد می کنند که با اصطلاح اتصال ایمپلنت – اباتمنت (Implant–abutment connection)شناخته می شود. [۱۳-۱۵] برای تامین Passive fitبین ایمپلنت و اباتمنت پروتزی، Vertical marginal fit به عنوان یک فاکتور مهم به منظور اطمینان از موفقیت طولانی 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 اجتناب ناپذیری 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، Fitدقیق ایمپلنت و اباتمنت مورد نیاز است.[۱۰] عواملی که بر Microgapتأثیر می‌گذارند عبارتند از: سیستم ایمپلنت استفاده شده، ژئومتری ناحیه تماس بین ایمپلنت و اباتمنت، نوع اباتمنت، Optimal fit، Preload، Fit toleranceاجزا، Rotational freedomاباتمنت و نیروهای اکلوزالی [۵، ۶، ۱۷-۱۹] در صورت بروز Microgap خارج از محدوده‌های قابل

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

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 اسئواینتگریشن در موارد پیچیده.[۲۰-۲۴]

تکنیک های مختلفی برای کاهش Misfit و Microgap پیشنهاد شده اند، این تکنیک ها شامل: نوع اتصال ایمپلنت – اباتمنت، استفاده از ورقه‌های ژل سیلیکون، اعمال تورک های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت و نوع اباتمنت می باشد [۳، ۹، ۱۰، ۱۲، ۲۵، ۲۶]. Mori و همکارانش در مطالعه‌ای Vertical gap را در دو نوع اباتمنت ریختگی و Pre-machined اندازه گرفتند. آن‌ها نشان دادند که قبل از اعمال نیروی دوره ای تکرار شونده در آنها به ترتیب ۵/۳۳µm و ۷/۳۶µm و بعد از نیروی Cyclic به ترتیب ۶/۶۴µm و ۸/۱۶µm بود و تفاوت آماری معنی داری بین دو گروه وجود نداشت.[۱۸] جنس اباتمنت تاثیر 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 اخیرا نیازهای زیبایی بیماران برای بازسازی فضای تک دندان به وسیله ی رستوریشن متکی بر ایمپلنت، خصوصا نواحی قدامی چالش ایجاد کرده است.[۲۶] معرفی اباتمنت‌های سرامیکی High-strength مدرن فرصت جدیدی برای ترمیم Missing دندان در Esthetic zone فراهم کرده است.[۱۹] در اندازه‌گیری Vertical misfit در سه نوع اباتمنت زیرکونیا، طلا و تیتانیوم در مقابل نیروی Cyclic مشخص شده بالاترین میزان Vertical gap برای طلا با ۰/۷۸ ± ۱۴/۹۳ µmو پس از آن تیتانیوم ۰/۴ ± ۸/۵۳ µmو کمترین میزان برای زیرکونیا µm ۰/۷۳ ± ۵/۶۴ 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 کاستی‌هایی داشته‌اند، 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 Morse Taper (°11) 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 ۷میلی 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 دستگاهcyclic 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) (Tokyoنیز با هماهنگی آزمایشگاه مواد دندانی دانشگاه تهران استفاده شد.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

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 Kulzer GmbH & Co., Wehrbein, Germany)با طول ۱۹میلی متر و قطر ۳۴ میلی متر مانت شدند. [۲۵،۲۷] این رزین دارای ضریب الاستیسیته ی GPa ۱۲ 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 دندانی (J.M. Ney Co., Bloom field, CT, USA) استفاده شد و ایمپلنت‌ها 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 ۵۰۰۰× 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) کاهش یافت به طوریکه 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]

به منظور افزایش دقت کارها، تمامی مراحل توسط یک عمل کننده انجام شد.[۳۱] اباتمنت ها با استفاده از تورک متر دیجیتالی (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]

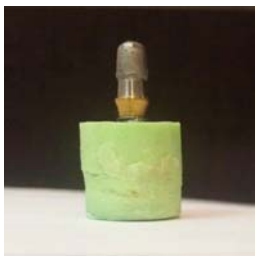
در این مطالعه ارزیابی میکروگپ در دو مرحله قبل و بعد از وارد کردن cyclic load صورت گرفت. ابتدا میزان میکروگپ نمونه ها توسط SEM ارزیابی شد. برای اطمینان از اینکه نمونه ها در موقعیت درست در SEM قرار گیرند و ارزیابی gapدقیق انجام شود، هر نمونه در یک holder مانت شد به طوری که سطح ایمپلنت-اباتمنت موازی با detector در SEMقرار گیرد.[۲۲] 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 ۲±۳۰° نگه داشته شد (۶, ۹). در این تحقیق به منظور شبیه سازی نیروهای جویدن انسانی از دستگاه cyclic load (Chewing Simulator CS-4, Mechatronik, Germany)استفاده شد [۶، ۷]. در حین وارد کردن cyclic loadنمونه ها در آب ۳۷ درجه سلسیوس قرار گرفتند.[۱۷] ضمنا براساس استاندارد ISO 14801 فاصله ی نقطه اعمال نیرو از حد ساپورت شونده ایمپلنت 11mmبود.[۶] برای این منظور ۱۲ عدد cap به شکل نیمه کروی از جنس stainless steelمطابق با فرم اباتمنت ها ساخته شد و با سمان موقت (Temp bond, Kerr, America)و با نیروی ۱۵ نیوتن بر

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

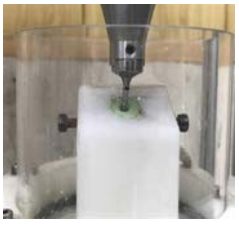
روی اباتمنت ها سمان شد.[۶] بنابراین نمونه ها تحت ۷۵ نیوتن نیروی مایل با زاویه ۳۰±۲° نسبت به محور طولی ایمپلنت با فرکانس ۱ Hz در ۵۰۰،۰۰۰ سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است قرار گرفتند [۶]

پس از اتمام cyclic load برای ارزیابی میکروگپ مجددا مطابق روش فوق الذکر از میکروسکوپ SEM استفاده شد[۴، ۲۷]

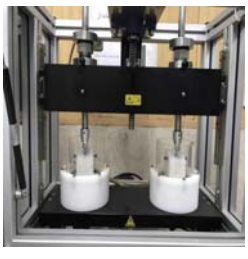
جهت آنالیز آماری برای مقایسه قبل و بعد load از paired T-test و برای مقایسه دو گروه مستقل با توجه به اینکه داده ها از توزیع نرمال تبعیت می کردند Independent sample t test استفاده شد.



شکل ۱-نمونه ی مانت شده همراه با cap استیل سمان شده



شکل ۲: نمونه حین اعمال نیرو



شکل ۳: دستگاه Cyclic load

یافته‌ها

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

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

گروه	میانگین ±انحراف معیار قبل از اعمال نیرو	میانگین ±انحراف معیار قبل از اعمال نیرو	Pvalue
زیرکونیا	۱/۵±۰/۹	۲/۷±۰/۹	۰/۰۳۵
تیتانیوم	۲/۶±۰/۷	۲±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 زیرکونیایی 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 زیرکونیایی 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 زیرکونیایی نداشت (P =۰/۲۶۲).

بحث

اعمال نیرو در هر دو گروه تأثیر معنی‌دار روی میکروگپ داشت، به طوری که میزان میکروگپ در گروه اباتمنت‌های تیتانیومی به دنبال اعمال نیرو، کاهش و در گروه اباتمنت‌های زیرکونیایی افزایش یافت. با این حال، بعد از خاتمه اعمال نیرو تفاوت معنی‌داری 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

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

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 نیرو ها 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 اسئواینتگریشن 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 تورک های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت و نوع اباتمنت می باشد [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 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 خصوصیاتی 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 می شود 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.[۲۷، ۳۹] 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

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

استفاده شد.[۱۴] هنگام انتقال نیروهای جونده به مجموعه اباتمنت-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-اباتمنت ایجاد می‌کنند.[۱۴] بنابراین در مطالعه حاضر از Cyclic loading با زاویه ۳۰ درجه و فرکانس ۱ هرتز در ۵۰۰۰۰۰ سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است، استفاده شد.

میانگین مقدار میکروگپ اباتمنت‌های تیتانیومی در حد فاصل ایمپلنت-اباتمنت قبل از Cyclic loading در مطالعه حاضر به طور معنی داری (۰/۷ ± ۲/۶ میکرومتر) بیشتر از اباتمنت‌های زیرکونیایی (۰/۹ ± ۱/۵ میکرومتر) بود. در مطالعات انجام گرفته توسط Jesus Tavarez و همکاران، Tsugi و همکاران و De mori و همکاران با استفاده از اباتمنت‌های تیتانیومی Premachined میکروگپ هنگام استفاده از بین صفر تا ۸/۱۶ میکرومتر گزارش شده است [۱۸، ۲۷، ۳۰] در هر صورت مقدار به دست آمده در مطالعه حاضر کمتر از ۱۰ میکرومتر بود که از لحاظ کلینیکی قابل قبول محسوب می‌شود. [۱۸، ۲۷، ۳۰]. در مورد اباتمنت‌های زیرکونیایی مطالعات کمتری موجود است که در آن‌ها قبل از اعمال نیرو میکروگپ بین ۰/۳۸ تا ۹ 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 اباتمنت‌های زیرکونیایی(۰/۹ ± ۲/۷ میکرومتر) و کاهش معنی‌دار میزان میکروگپ در اباتمنت‌های تیتانیومی (۰/۸ ± ۲/۰ میکرومتر) به دنبال اعمال نیروی تکرار شونده مایل بود. Yuzugullu و همکارانش [۱۴] اثر Dynamic loading روی اباتمنت‌های زیرکونیایی دست ساز را بررسی و گزارش کردند که میکروگپ از ۲/۵۲ µm به ۱/۸۵µm کاهش یافت. در مطالعه Gehrke و همکارانش، Karl و همکاران و Tiossi و همکاران، بعد از اعمال نیروی تکرار شونده تفاوت معنی داری در میکروگپ اباتمنت‌های زیرکونیایی مشاهده نشد [۱۷، ۴۱، ۴۲]، با این وجود در مطالعه Gehrke و همکاران، شکستگی های ریز در اباتمنت‌های زیرکونیایی تحت بارگذاری گزارش شد. با توجه به خلأ مطالعاتی در زمینه اثر Cyclic loading روی میکروگپ در اباتمنت‌های زیرکونیایی، تناقض موجود بین این مطالعه و مطالعه حاضر، احتمالاً به علت تفاوت در Connection مورد استفاده و شرایط اعمال نیرو بوده است. افزایش معنی‌دار میکروگپ در اباتمنت‌های زیرکونیایی به دنبال اعمال نیرو (حدود ۱/۲ میکرومتر افزایش) می‌تواند ناشی از سایش متعاقب بارگذاری (Fretting wear) در اباتمنت‌های سرامیکی باشد که موجب جدا شدن سطوح اباتمنت زیرکونیایی و ایمپلنت تیتانیومی شده است[۱۴] در این مطالعه مشاهده شد که میزان میکروگپ پس از نیروی مایل تکرار شونده در اباتمنت‌های زیرکونیایی و تیتانیومی تفاوت معنی‌داری ندارد و هر دو منجر به Fit خوب در ناحیه حد فاصل ایمپلنت-اباتمنت می‌شوند. این یافته همسو با مطالعات مختلف در این زمینه است. در مطالعه Butignon و همکارانش روی Vertical misfit ایمپلنت - اباتمنت های تکی ساخته شده از مواد مختلف در مقابل Cyclic loading مشخص شد که اباتمنت های زیرکونیایی دقت Marginal fit بیشتری از اباتمنت‌های تیتانیومی دارند و Cyclic loading تاثیر معنی داری در میزان گپ عمودی ندارد. [۱۰] Gehrke و همکارانش نیز در مطالعه‌ای روی رفتار مکانیکی اباتمنت های زیرکونیا و تیتانیوم قبل و بعد از اعمال Cyclic loading گزارش کردند که در اباتمنت تیتانیومی میکروگپ به نزدیک صفر رسید، ولی در اباتمنت 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

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

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 Prefabricated و Castable 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]

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 کاملا 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.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

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 Study2016.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]

.23Zanardi 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 Tavarez 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, Hjerppe 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-Tiossi 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, Hjerppe 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.Tiossi 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.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20084676.1398.16.2.2.9]
[DOI: 10.29252/jrds.16.2.87]