بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم بر میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت – اباتمنت تحت Oblique Cyclic Loading در شرایط آزمایشگاهی (*in vitro*)

دکتر شهباز ناصر مستوفی[۱]، دکتر آرش زربخش[۱]، دکتر محمد مهدی علایی[۲#]
۱- استادیار بخش پروتزهای دندانی ، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران
۲- دستیار تخصصی بخش پروتزهای دندانی ، دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی تهران

وصول مقاله: ۱۳۹۷/۱/۲۰ اصلاح نهایی:۱۳۹۸/۴/۱۱ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۵/۲۵

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

Shahbaz Naser Mostofi[1], Arash Zarbakhsh[1], Mohammad Mehdi Alaei[2]

[1]Assistant Prof, Periodontic Dept, Faculty of Dentistry,Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran
[2]Post Graduate Student, Periodontic Dept, Faculty of Dentistry, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 10 March 2019 ; Accepted: 15 August 2019

Abstract

Background and aim: Oral microbiota could proliferate the microspace between the implant and abutment, thereby cause inflammation in the peri-implant tissues and adjacent bone. This study aimed to investigate the effect of two types of abutments (zirconia and titanium) on microleakage at implant-abutment interface area under oblique cyclic loading in vitro.

Materials and methods: 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. To determine the penetration of fuchsine into the implant-abutment interface, the implants were cut by cutting machine from the middle. Then, the rate of penetration of fuchsine in each sample was measured by a stereomicroscope with a magnification of 75 × at three points of each semicircle, and the average of these six points was recorded as a microleakage. For comparison of the microleakage after loading, *t* test was used. All tests were performed in SPSS ver.22 software and a significant level of 0.05 was considered.

Results: The amount of microleakage after oblique cyclic loadingwas statistically significantly higher in the zirconia abutments (66.08±11.66) compared to the titanium abutments (39.17±10.65)following force application (P = 0.002).

Conclusion: The microleakage following oblique cyclic loading is different depending on the type of abutment, so that the titanium abutments showed significantly less microleakage than the zirconia abutments.

Keywords: Dental implants, leakage; implant abutment; Titanium; Zirconia

***Corresponding Author:** m.mehdi.alaei@gmail.com

J Res Dent Sci. 2019;16 (3):162-170

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر محمد مهدی علایی تلفن: ۰۹۱۲۷۵۱۴۵۲۲ پست الکترونیک: m.mehdi.alaei@gmail.com

خلاصه:

سابقه و هدف: میکروبیوتای دهانی می‌توانند در حد فاصل ایمپلنت-اباتمنت پرولیفره شده و موجب ایجاد التهاب در بافت‌های اطراف ایمپلنت و استخوان مجاور شوند. هدف این مطالعه بررسی تأثیر دو نوع اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم بر میکرولیکیج (Microleakage) محل تماس ایمپلنت- اباتمنت در شرایط Oblique cyclic loading بود.

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. به منظور ارزیابی میکرولیکیج از محلول فوشین استفاده شد. جهت بررسی میزان نفوذ فوشین به داخل محل اتصال اباتمنت و ایمپلنت فیکسچرها بوسیله دستگاه برش از وسط برش داده شدند. سپس میزان نفوذ فوشین در هر یک از نمونه ها با استریومیکروسکوپ با بزرگنمایی ۷۵× در سه نقطه از هر نیم دایره (ایمپلنت برش داده شده) اندازه گیری شد و میانگین این ۶ نقطه به عنوان میکرولیکیج ثبت گردید برای مقایسه میکرولیکیج بعد از load از t test استفاده شد. تمامی آزمون های آماری در نرم افزار SPSS ver.22 انجام و سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها: میزان میکرولیکیج متعاقب Oblique cyclic loading در گروه اباتمنت‌های زیرکونیا (۶۶/۰۸±۱۱/۶۶) به طور معنی‌داری بیشتر از گروه اباتمنت‌های تیتانیوم (۳۹/۱۷±۱۰/۶۵) بود. (P = ۰/۰۰۲)

نتیجه گیری: به نظر می رسد نوع اباتمنت در میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت اباتمنت موثر بوده و تحت شرایط oblique cyclic loading در اباتمنت های با جنس تیتانیوم کمتر از زیرکونیا می باشد.

کلید واژه ها: ایمپلنت‌های دندانی، لیکیج، اباتمنت ایمپلمنت، زیرکونیا، تیتانیوم

مقدمه:

میکرولیکیج یا ریزنشت (Microleakage) از طریق گپ (Gap)در ناحیه اتصال ایمپلنت– اباتمنت هنوز هم از چالش های درمان ایمپلنت دو مرحله‌ای (Two-stage) است.[۱] در یک مطالعه in vitro شیوع میکرولیکیج در ایمپلنت های Morse taper %20گزارش شد.[۲] تمام سیستم های ایمپلنت Two-pieceشامل دو بخش اصلی Endosteal fixture و abutment – supporting prosthesisهستند.[۳-۵] به طور اجتناب ناپذیری در تمام ایمپلنت‌های Two-piece حین اعمال نیرو به مجموعه سایز Gap افزایش می‌یابد که منجر به بروز Pumping effect می‌شود.[۶،۷] Pumping effect عبارت است از عبور مایعات زمانی که ایمپلنت تحت نیروهای functionalقرار می‌گیرد که باعث افزایش غلظت متابولیت های باکتریایی در ناحیه peri-implant می‌شود.[۸] عواملی که بر Microleakage تأثیر می گذارند عبارتند از: سیستم ایمپلنت استفاده شده، Geometry ناحیه تماس بین ایمپلنت و اباتمنت، Precision of fit ، Micromovement، تورک اعمال شده و نیروهای اکلوزالی است.[۸-۱۱] در صورت بروزMicroleakage ، اطراف ایمپلنت ظرف مدت ۶-۳ ماه پاکت های عمیق شامل باکتری های بی هوازی رخ می دهد.[۱۲] به دنبال تشکیل پاکت، چسبندگی باکتریایی و افزایش تولید محصولات آنها و نهایتاً تحلیل استخوان اطراف ایمپلنت رخ خواهد داد که علت اولیه failures long-termدر ایمپلنت می باشد [۱۲،۱۳]

تکنیک‌های مختلفی برای کاهش Microleakage پیشنهاد شده اند، این تکنیک ها شامل : نوع اتصال ایمپلنت-اباتمنت، استفاده از Silicone gel sheet، اعمال تورک های متفاوت برای اتصال ایمپلنت و اباتمنت ها و نوع اباتمنت می‌باشد [۱۲، ۱۴، ۱۵]. جنس اباتمنت تاثیر قطعی بر نمود زیبایی و نیز عملکرد یک رستوریشن ایمپلنت دارد.[۱۶] اباتمنت های تیتانیومی به دلیل ثبات خوب و سازگاری زیستی قابل قبول به عنوان Gold standard در بازسازی های ایمپلنت در نظر

گرفته می شوند. [۱۶] اما اخیرا نیازهای زیبایی بیماران برای بازسازی فضای تک دندان به وسیله رستوریشن متکی بر ایمپلنت، خصوصا نواحی قدامی برای کلینیسین ها چالش ایجاد کرده است. [۱۸، ۱۷] معرفی اباتمنت های سرامیکی High-strength مدرن فرصت جدیدی برای ترمیم Missing دندان در Esthetic zone فراهم کرده است [۱۶]. Smith و همکارانش با ارزیابی Sealing capability بین دو نوع اباتمنت Titanium و Zirconia با ایمپلنت و دو Screw torque value متفاوت در مقابل Porphyromonas gingivalis، Prevotella intermedia و Fusobacterium nucleatum نشان دادند در اباتمنت های تیتانیومی تغییر میزان تورک از ۲۰N.cm به ۳۵ N.cm تاثیر معنی داری روی Microleakage نخواهد داشت. در حالی که در اباتمنت های Zirconia با افزایش مقدار تورک micro leakage افزایش معنی داری خواهد یافت و نفوذ باکتری‌ها مشاهده می شود.[۱۲] Abdelhamed و همکارانش با مقایسه Microleakage محل تماس ایمپلنت- اباتمنت در دو نوع اباتمنت Zirconia و Titanium در شرایط Non-loading بیان کردند. زمان، نوع اباتمنت و میزان تورک نقش اساسی برای Leakage از internal chamber ایمپلنت به سطح خارجی وسیله (external milieu) بازی می کنند. در حالی که برای leakage از external milieu به internal chamber تنها دو فاکتور زمان و نوع اباتمنت موثر می باشند.[۱۹] مطالعات مختلفی به بررسی عوامل موثر بر Screw loosening پرداخته‌اند [۱، ۲۰-۲۳]، اما اطلاعات کمی درباره تأثیر نوع اباتمنت بر Microleakage در دسترس است.[۱۴، ۲۱] لذا با توجه به اینکه تحقیقات قبلی به شرح آنچه که در بررسی مقالات خواهد آمد کاستی هایی داشته‌اند، این تحقیق تأثیر دو نوع اباتمنت Zirconia وTitanium بر Microleakage محل تماس ایمپلنت- اباتمنت را در شرایط Oblique cyclic loading در دانشکده ی دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی بررسی شد.

مواد و روش ها:

این پژوهش به روش تجربی آزمایشگاهی بر روی میزان میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت-اباتمنت تحت Oblique Cyclic Loading در دو نوع اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم انجام گرفت.

سیستم ایمپلنت مورد استفاده با Osstem (Osstem Co., Geometry (Seoul, South Korea ناحیه تماس Morse taper ۱۱ درجه بود. [۱، ۴] اباتمنت ها از دو نوع Zirconia و Titanium ، همگی Straight با قطر ۴/۵mm، ارتفاع لثه ای ۵mm و ارتفاع ۷mm بودند. ایمپلنت ها نیز تعداد ۱۲ عدد با طول ۱۰ mm و قطر ۴ mm همگی از جنس تیتانیوم بود حجم کل نمونه ۱۲ مجموعه ایمپلنت – اباتمنت بود که بر اساس متغیرهای تحقیق مشابه سازی شد. به این ترتیب حجم نمونه در هر گروه مورد بررسی n= ۶ بود.

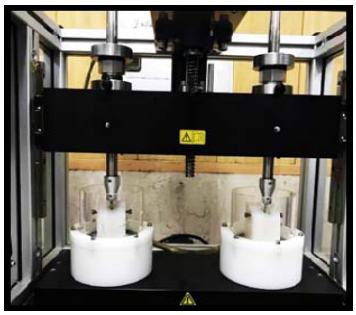
ابتدا ایمپلنت ها به صورت عمودی درون بلوک های رزینی اصلاح شده با بیس پلی استر اتوپلیمریزه شونده (Technovit 4000; Heraeus Kulzer GmbH & Co., Wehrbein, Germany) با طول ۱۹ mm و قطر ۳۴ mm مانت شدند.[۱۷، ۲۴، ۱۹]

شکل ۱- نمونه مانت شده همراه با Cap استیل سمان شده

این رزین دارای ضریب الاستیسیته ۱۲ GPa بود که مشابه با ضریب الاستیسیته بافت استخوانی ۱۳/۷ GPa است.[۲۵] برای تهیه‌ی این رزین پودر و مایع طبق دستور کارخانه سازنده برای همه نمونه‌ها یکسان استفاده شد.[۱۹] 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.[۲۰] در مرحله بعد ۱۲ ایمپلنت مانت شده به صورت Random به دو گروه تقسیم شدند (هر گروه ۶ عدد). برای گروه یک شش اباتمنت زیرکونیا و برای گروه دو شش اباتمنت تیتانیومی نصب شد. [۲۶]

به منظور افزایش دقت کارها تمامی مراحل توسط یک عمل کننده انجام شد.[۲۵] اباتمنت ها با استفاده از تورک متر دیجیتالی(Lutron Electronic Enterprise Co, Taiwan) با تورک ۳۰N.cmبه توصیه کارخانه ی سازنده محکم شدند. [۱، ۴] ۱۰ دقیقه بعد مجددا همه نمونه ها با ۳۰N.cm Retorque شدند.[۲۱] این کار به منظور جبران Settling effect و دستیابی به optimum preload در بسیاری از مقالات و نیز توسط ۱۶ کارخانه توصیه شده است.[۹] هر نمونه درون stainless steel jig ساخته شده طبق استاندارد ISO 14801 توسط holder با زاویه ۳۰°±۲° نگه داشته شد.[۱، ۲۱] در این تحقیق به منظور شبیه سازی نیروهای جویدن انسانی از دستگاه cyclic load (Chewing Simulator CS-4, Mechatronik, Germany) استفاده شد.[۲۱، ۲۴]



شکل ۲- دستگاه Cyclic load

براساس استاندارد ISO 14801 فاصله loading point از implant support level، ۱۱ mm بود.[۲۱] برای این منظور ۱۲ عدد cap به شکل نیمه کروی 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 روی اباتمنت ها سمان شد.[۲۱] نمونه ها تحت ۷۵ نیوتن Oblique loading با نیروی ۷۵ نیوتن با زاویه ۳۰°±۲° نسبت به محور طولی ایمپلنت با فرکانس ۱ Hz در ۵۰۰۰۰۰ سیکل که معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن انسانی است، قرار گرفتند.[۲۱]

شکل۳- نمونه حین اعمال نیرو

برای ارزیابی میکرولیکیج از محلول فوشین (Fuchsine(Merck, Germany استفاده شد.[۴] برای این منظور ابتدا از سطح فوقانی تماس اباتمنت ها بوسیله یک لایه موم رز و یک لایه لاک ناخن سیل شد تا محلول فوشین از بالا به داخل اباتمنت ها نفوذ نکند.[۴] محلول فوشین طبق دستور کارخانه تهیه شد و سپس تمامی نمونه ها درون محلول فوشین غوطه ور و درون انکوباتور ۳۷ درجه به مدت ۲۴ ساعت نگهداری و سپس نمونه ها از درون محلول بیرون آورده شدند. [۲۱]

جهت ارزیابی میکرولیکیج پیچ اباتمنت ها با آچار دستی باز و اباتمنت ها از فیکسچر جدا شدند. به منظور بررسی میزان نفوذ فوشین به داخل محل اتصال اباتمنت و ایمپلنت فیکسچر ها بوسیله دستگاه برش Mecatome T-201A Presi France, از وسط برش داده شد.[۲۱] سپس میزان نفوذ فوشین در هر یک از نمونه ها با میکروسکوپ الکترونی

(JSM-5310, JEOL Japan) (SEM) با بزرگنمایی ۷۵× در سه نقطه از هر نیم دایره (ایمپلنت برش داده شده) اندازه گیری شد و میانگین این ۶ نقطه به عنوان میکرولیکیج هر نمونه در فرم اطلاعاتی شماره ۲ به واحد میکرون ثبت گردید.[۲۰، ۲۱]

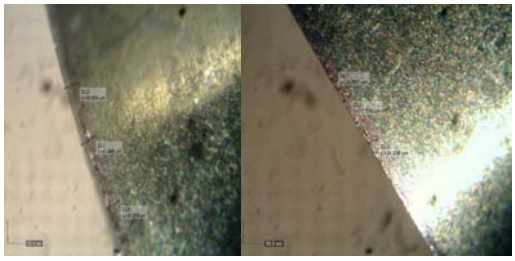
بعد از سنجش میکرولیکیج در محل تماس ایمپلنت-اباتمنت، جهت آنالیز آماری ابتدا از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف برای بررسی تبعیت داده‌ها از توزیع نرمال استفاده شد. سپس برای مقایسه میکرولیکیج بعد از load از آزمون t test استفاده شد. تمامی تست ها در نرم افزار SPSS ver.22 انجام و سطح معنی داری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

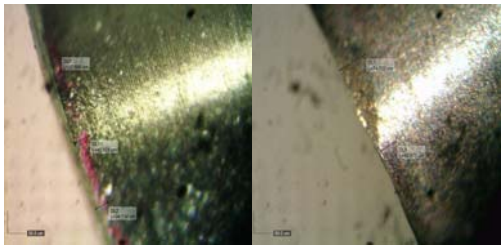
این مطالعه با هدف بررسی اثر دو نوع اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم بر میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت – اباتمنت در مقابل Oblique cyclic loading انجام گرفت. بدین منظور ۱۲ عدد مجموعه ایمپلنت-اباتمنت، شامل ۶ اباتمنت از جنس زیرکونیا و ۶ اباتمنت از جنس تیتانیوم از نظر میکرولیکیج پس از وارد آمدن نیرو مقایسه شدند.

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

بر اساس نتایج روش (جدول ۲) مشخص گردید که میزان میکرولیکیج متعاقب Oblique cyclic loading در گروه اباتمنت‌های زیرکونیا به طور معنی داری بیشتر از گروه اباتمنت‌های تیتانیوم بود ($P = ۰/۰۰۲$، $P < ۰/۰۵$).



شکل ۴- میزان نفوذ فوشین در نمونه‌های گروه اباتمنت تیتانیوم زیر میکروسکوپ الکترونی با بزرگنمایی ۷۵ برابر



شکل ۵- میزان نفوذ فوشین در نمونه‌های گروه اباتمنت تیتانیوم زیر میکروسکوپ الکترونی با بزرگنمایی ۷۵ برابر

جدول ۱- میزان میانگین و انحراف معیار برای میکرولیکیج بعد از Cyclic loading

اباتمنت		میکرولیکیج (میانگین ± انحراف معیار)	حداکثر	حداقل
میکرولیکیج بعد از اعمال نیرو	زیرکونیا	۶۶/۰۸ ± ۱۱/۶۶	۸۵/۹۶۴	۵۳/۹۳۰
میکرولیکیج بعد از اعمال نیرو	تیتانیوم	۳۹/۱۷ ± ۱۰/۶۵	۵۱/۵۵۷	۲۸/۳۲۰
P-value		$p < ۰/۰۰۲$		

بحث

این مطالعه با هدف بررسی اثر نوع اباتمنت بر میزان میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت-اباتمنت در مقابل Oblique cyclic loadingانجام شد. بدین منظور، ۶ نمونه از هر جنس اباتمنت، تحت ۷۵ نیوتن Oblique cyclic loadingبا زاویه ۲ ±۳۰ درجه نسبت به محور طولی ایمپلنت با فرکانس ۱ هرتز در ۵۰۰۰۰۰ سیکل قرار گرفتند. بر اساس نتایج به دست آمده، فرضیه‌های صفر پژوهش مبنی بر این که میزان میکرولیکیج محل تماس ایمپلنت-اباتمنت در هر دو نوع اباتمنت تیتانیومی و زیرکونیایی متعاقب Oblique cyclic loadingمشابه است، رد شد.

یکی از ملاحظات اساسی هنگام قرار دادن رستوریشن‌های متکی بر ایمپلنت، به حداقل رساندن تعداد باکتری‌هایی است که روی بخش ترنس موکوزال رستوریشن کلونیزه می‌شوند.[۳۷] اغلب ایمپلنت‌های امروزی دو بخش اصلی دارند که شامل بخش اندوستئال و ترنس موکوزال (اباتمنت) است. هنگامی که اباتمنت روی ایمپلنت قرار می‌گیرد، یک Microspace ایجاد کرده که حدفاصل ایمپلنت-اباتمنت Implant-abutment interface)یا (IAI نامیده می‌شود [۲۲] مطالعات نشان داده‌اند که میکروبیوتای دهانی می‌توانند در این فضا پرولیفره شده و موجب ایجاد التهاب در بافت‌های اطراف ایمپلنت و استخوان مجاور شوند. [۲۲، ۲۸] کلونیزاسیون باکتری‌ها در IAI به فاکتورهای متعددی از جمله تنظیم رابطه دقیق بین اجزای ایمپلنت، تورک (Torque) بین این اجزا و نیروی وارد بر ایمپلنت هنگام قرار گرفتن در محیط دهان و فانکشن دارد.[۴] در مطالعه حاضر، به منظور شبیه‌سازی شرایط بالینی انتقال نیروی اکلوزالی محیط دهان روی اباتمنت‌ها، از نیروی Oblique به صورت Cyclic loading استفاده شد. زاویه ۳۰ درجه اعمال نیرو برای شبیه‌سازی رابطه اکلوزال و نیروهای فانکشنال وارده در امتداد ریشه انسیروزهای ماگزیلاری و مندیبولار به کار رفت.[۲۹] هنگام انتقال نیروهای مضغی به مجموعه اباتمنت-رستوریشن، جزء لترالی نیرو مسئول ایجاد گشتاورهای خمشی (Bending moments) است. همچنین نیروهای Non-axial وارده بر دندان‌های قدامی ماگزیلا استرس بیشتری را در امتداد سطوح فاسیال و لینگوال حدفاصل ایمپلنت-اباتمنت ایجاد می‌کنند.[۲۹] 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. [۲۱، ۲۲، ۳۰]

در مطالعه حاضر مشاهده شد که صرف نظر از رعایت تمام جوانب نظیر تورک مناسب هنگام بستن اباتمنت، در هر دو نوع اباتمنت زیرکونیا و اباتمنت تیتانیوم میکرولیکیج وجود داشت. بر خلاف یافته‌های مطالعه کنونی، Koutouzisو همکارانش نشان دادند سیستم‌های ایمپلنت Morse taper، نفوذ جزیی باکتریایی را در IAI نشان می‌دهند.[۳۱] مشخص شده است که نیروهای دینامیک با ایجاد حرکات برتر در IAI موجب اثر Pumping شده و نفوذ باکتریال را افزایش می‌دهد.[۳۲]

Harderو همکارانش و Tripodi و همکارانش گزارش کردند که Conical IAI از میکرولیکیج در سطح مولکولی حتی در شرایط Unloaded جلوگیری نکرد. [۷، ۳۳] به طور کلی در مجموع مطالعات مشخص شده است که ایمپلنت‌های دارای Morse taper connection نسبت به ایمپلنت‌های External hexagon مقاومت بیشتری در مقابل میکرولیکیج باکتریال نشان می‌دهند، اما در هر حال مقداری میکرولیکیج سطح مولکولی وجود خواهد داشت.[۳۴] بنابراین به علت میکرولیکیج کمتر گزارش شده در مطالعات، در این مطالعه در ایمپلنت Morse taper استفاده شد. [۲۴]

مطالعات in vivo مختلف پتانسیل نشت میکروبی از IAI را در شرایط Loading و Non-loading نشان داده‌اند Baggi)و همکاران ؛ Gherlone و همکاران [۱۰، ۳۵]. علی رغم این مسئله، مطالعات in vitro برای درک دینامیک IAI و بنابراین ارتقای طراحی Microspace مفید هستند. در مطالعه Martin-Gili و همکاران مشخص شد که ایمپلنت‌های External hexagon بیشترین میزان نفوذ

میکروبی به IAI را در شرایط Load و Non-load داشتند.[۳۶] این مسئله تا حدودی یافته‌های هیستولوژیک مطالعات in vivo مبنی بر افزایش التهاب بافت همبند اطراف ایمپلنت‌های External hexagon را توضیح می‌دهد.

در مطالعه کنونی مشاهده شد که اباتمنت‌های از جنس زیرکونیا نسبت به اباتمنت‌های از جنس تیتانیوم به طور معنی داری میکرولیکیج بیشتری بعد از Oblique cyclic loading نشان دادند. در مطالعات مختلفی یافته‌هایی مشابه مطالعه حاضر گزارش شده است. در مطالعه Smith و همکارانش مشاهده شد که در ایمپلنت‌های External hexagon هنگام استفاده از اباتمنت تیتانیومی میزان میکروگپ به طور معنی داری کمتر از اباتمنت زیرکونیایی بود و هنگامی که تورک از ۲۰ Ncm به ۳۵ Ncm افزایش پیدا کرد، میکروگپ اباتمنت زیرکونیایی کاهش یافت.[۱۲]

Cavusogluو همکارانش نیز در مقایسه اباتمنت‌های تیتانیومی و زیرکونیایی تحت شرایط Loading گزارش کردند که IAI در اباتمنت زیرکونیایی میکرولیکیج بیشتری را نشان داد که به طرف Screw joint پیشرفت کرده بود.[۳۷] محققان این یافته را به این مسئله نسبت دادند که سایش IAI (Wear)در اباتمنت زیرکونیایی ۸/۳ برابر اباتمنت‌های تیتانیومی بود و نتیجه گرفته شد که IAI زیرکونیا/تیتانیوم نسبت به *IAI* متداول تیتانیوم/تیتانیوم، استعداد بیشتری به سایش و Deformation گردن ایمپلنت دارد. در مطالعه Abdelhamedو همکارانش نیز مشخص شد که میکرولیکیج اباتمنت زیرکونیا هنگام به کار بردن تورک ۱۵Ncmبرای بستن اباتمنت نسبت به تورک ۲۵ Ncmبه طوری معنی داری بیشتر بود. از مقایسه یافته‌ها با مطالعات مشابه می‌توان عنوان کرد که میکرولیکیج بیشتر مشاهده شده در اباتمنت‌های زیرکونیا احتمالاً به علتFatigue ، سایش بیشتر اجزا و ممانعت از Mating در اباتمنت زیرکونیایی است که منجر به نشت بیشتر رنگ فوشین شد.

در چندین مطالعه یافته‌های متناقضی با مطالعه فعلی گزارش شده است. در مطالعه Rismanchian و همکارانش هیچ تفاوت معنی داری در میکرولیکیج بین اباتمنت‌های Cast on، Castable، Solidو Synocta نیافتند.[۹] تناقض این مطالعات با مطالعه فعلی ممکن است به علت تفاوت در نحوه سینترینگ زیرکونیا، سیستم‌های مختلف ایمپلنت و شرایط آزمایشگاهی و اعمال نیرو باشد.

به طور کلی یافته‌های حاصل از این پژوهش نشان می‌دهد که میکرولیکیج متعاقب Oblique cyclic loading در اباتمنت‌های زیرکونیا به طور معنی داری بیشتر از اباتمنت‌های تیتانیومی است. بنابراین در شرایطی که نیروی اکلوزالی زیادی روی اباتمنت انتظار می‌روند، استفاده از اباتمنت‌های زیرکونیا باید با احتیاط صورت گیرد. در این زمینه نیاز به تحقیقات کنترل شده و بالینی بیشتری وجود دارد تا انتخاب بین اباتمنت زیرکونیا و تیتانیوم تسهیل شود.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر، عدم امکان بررسی مشکلات مکانیکی رایج مانند کاهشPreload ، شل شدن پیچ (Screw loosening)، چرخش اباتمنت بود که البته از اهداف مطالعه حاضر نبودند.

نتیجه گیری

با توجه به محدودیت‌های موجود، یافته‌های این پژوهش نشان می دهد که میکرولیکیج متعاقب Oblique cyclic loading در اباتمنت‌های تیتانیوم به طور معنی داری کمتری از اباتمنت‌های زیرکونیا می باشد.

References:

1. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, et al. Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. J Periodontol. 2012;83(4):491-7.
2. D'Ercole S, Scarano A, Perrotti V, Mulatinho J, Piattelli A, Iezzi G, et al. Implants with internal hexagon and conical implant-abutment connections: an in vitro study of the bacterial contamination. J Oral Implantol. 2014;40(1):30-6.
3. Al-Jadaa A, Attin T, Peltomaki T, Schmidlin PR. Comparison of three in vitro implant leakage testing methods. Clin Oral Implants Res. 2015;26(4):e1-e7.
4. Zipprich H, Miatke S, Hmaidouch R, Lauer HC. A New Experimental Design for Bacterial Microleakage Investigation at the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016;31(1):37-44.
5. Khorshidi H, Raoofi S, Moattari A, Bagheri A, Kalantari MH. In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage at Implant-Abutment Connection: An 11-Degree Morse Taper Compared to a Butt Joint Connection. Int J Biomater. 2016;2016:8527849.
6. 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.
7. 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):e367-71.
8. Alves DC, Carvalho PS, Martinez EF. In vitro microbiological analysis of bacterial seal at the implant-abutment interface using two morse taper implant models. Braz Dent J. 2014;25(1):48-53.
9. Rismanchian M, Hatami M, Badrian H, Khalighinejad N, Goroohi H. Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. J Oral Implantol . 2012;38(6):677-85.
10. Gherlone EF, Cappare P, Pasciuta R, Grusovin MG, Mancini N, Burioni R. Evaluation of resistance against bacterial microleakage of a new conical implant-abutment connection versus conventional connections: an in vitro study. New Microbiol. 2016;39(1):49-56.
11. Cardoso M, Sangalli J, Koga-Ito CY, Ferreira LL, da Silva Sobrinho AS, Nogueira L, Jr. Abutment Coating With Diamond-Like Carbon Films to Reduce Implant-Abutment Bacterial Leakage. J Periodontol .2016;87(2):168-74.
12. 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.
13. Eduardo Cláudio Lopes de Chaves e Mello Dias, Isabela Rodrigues Teixeira Silva-Olívio, Abílio Coppedé , Mário Groisman. Assessment of Bacterial Leakage at the Implant- Abutment Interface of Internal and External Connection Implants: An In Vitro Study. Dent Health Curr Res .2016;2(2):1-4.
14. 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.
15. 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.
16. 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.
17. 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.
18. 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.
19. Abdelhamed MI, Galley JD, Bailey MT, Johnston WM, Holloway J, McGlumphy E, et al. A Comparison of Zirconia and Titanium Abutments for Microleakage. Clin Implant Dent Relat Res. 2015;17 Suppl 2:e643-51.
20. D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse Cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study. Implant Dent. 2014;23(2):175-9.
21. 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.

22. 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.
23. 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.
24. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. Clin Oral Implants Res. 2010;21(3):328-35.
25. 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.
26. 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.
27. Black DL, Turkyilmaz I, Lien W, Chong CH. Evaluation of the Sealing Capability of the Internal Conical Connections of Implants with Titanium and Zirconia Abutments. J Contemp Dent Pract 2017;18(10):915-22.
28. Hsu YT, Mason SA, Wang HL. Biological implant complications and their management. J Int Acad Periodontol. 2014;16(1):9-18.
29. Yuzugullu B, Avci M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. Clin Implant Dent Relat Res. 2008;10(2):113-21.
30. Larrucea C, Conrado A, Olivares D, Padilla C, Barrera A, Lobos O. Bacterial microleakage at the abutment-implant interface, in vitro study. Clin Implant Dent Relat Res. 2018;20(3):360-7.
31. Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture-Abutment Interface: An In-vitro Study. J Oral Implantol. 2014;40(4):432-7.
32. Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol. 2001;72(10):1372-83.
33. Harder S, Quabius ES, Ossenkop L, Kern M. Assessment of lipopolysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. Clin Oral Investig. 2012;16(5):1377-84.
34. Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. J Clin Diagn Res. 2017;11(6):ZE10-ZE5.
35. Baggi L, Di Girolamo M, Mirisola C, Calcaterra R. Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. Implant Dent. 2013;22(4):344-50.
36. Martin-Gili D, Molmeneu M, Fernandez M, Punset M, Giner L, Armengou J, et al. Determination of fluid leakages in the different screw-retained implant-abutment connections in a mechanical artificial mouth. J Mater Sci Mater Med. 2015;26(7):211.
37. Cavusoglu Y, Akca K, Gurbuz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(2):338-43.