

Influence of Implant Diameter and Periapical Radiography Angulation on Detection of Implant-Abutment Microgaps

Reza Derafshi^{1,2}, Sam Derafshi³, Rashin Giti^{4,5*}

¹Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

²Biomaterials Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

³Undergraduate Student, School of Dentistry, Shiraz Azad University, Shiraz, Iran

⁴Associate Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

⁵Oral and Dental Diseases Research Center, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

Received: 29 July 2025, Accepted: 14 September 2025

Background: Ensuring the absence of a microgap between the implant and abutment is a crucial factor for the long-term success of implant-supported restorations. Periapical radiography is considered the most reliable method for detecting implant-abutment microgaps. Various factors, including implant diameter and X-ray angulation, may influence detection accuracy. This study aimed to evaluate the effect of implant diameter and radiographic angulation on the detection of microgaps at the implant–abutment interface.

Methods and Materials: Three dental implants with internal connections and diameters of 3.3 mm, 4 mm, and 4.5 mm were used. Each implant was paired with its respective abutment and mounted in acrylic blocks with their long axes perpendicular to the horizontal plane. For each implant, three gap conditions were simulated: no gap, 50 µm, and 100 µm, using one or two layers of 50 µm Mylar matrix strips between the implant and abutment. Abutments were tightened using the manufacturer's recommended torque. Digital periapical radiographs were taken at 0°, +15°, and -15° angulations, resulting in 27 images. Five prosthodontists independently evaluated the radiographic images. Data were analyzed using Fisher's exact test. P-value<0.05 was considered statistically significant.

Results: The percentage of correct responses for detecting microgaps was 66.6% for 3.3 mm implants, 55.5% for 4 mm, and 66.6% for 4.5 mm. Statistical analysis showed no significant differences in detection accuracy across the different implant diameters (P >0.999).

Conclusion: The results indicated that implant diameter and periapical radiography angulation did not significantly affect the ability to detect microgaps between implants and abutments in internal connection systems.

Keywords: Dental implants, Dental restoration failure, Periapical radiography, Radiographic image interpretation, Tooth abutments

*Corresponding Authors: giti_ra@sums.ac.ir

➤ Please cite this paper as: Derafshi R, Derafshi S, Giti R. Influence of implant diameter and periapical radiography angulation on detection of implant–abutment microgaps. *J Mashhad Dent Sch* 2025; 49(3):291-303.

➤DOI: [10.22038/jmds.2025.26650](https://doi.org/10.22038/jmds.2025.26650)



بررسی اثر قطر ایمپلنت و زاویه تابش اشعه بر تشخیص میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت

رضا درفش‌ی^۱، سام درفش‌ی^۲، راشین گیتی^{۳،۴*}

^۱دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۲مرکز تحقیقات بیومتریال، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۳دانشجو، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران

^۴دانشیار، گروه پروتزهای دندانی، دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

^۵مرکز تحقیقات بیماری‌های دهان و دندان، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

تاریخ ارائه مقاله: ۱۴۰۳/۰۵/۰۷ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۶/۲۳

چکیده

مقدمه: در درمان‌های پروتزی متکی بر ایمپلنت، عدم وجود میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت از فاکتورهای ضروری در موفقیت درمان است. بهترین روش برای تشخیص میکروگپ استفاده از رادیوگرافیهای دهانی پری‌ایپیکال معرفی شده است. عوامل متعددی ممکن است بر قابلیت تشخیص گپ در رادیوگرافی مؤثر باشند. هدف از این مطالعه، بررسی تأثیر احتمالی قطر ایمپلنت و زاویه تابش بر امکان تشخیص میکروگپ بین ایمپلنت-اباتمنت بود.

مواد و روش‌ها: سه ایمپلنت نوع Internal Connection (Dio UF, Busan, Korea) با قطر ۳/۳، ۴ و ۴/۵ میلی‌متر انتخاب و اباتمنت‌های مستقیم مربوطه روی هر کدام بسته شد. با کمک سورویور این مجموعه‌ها در بلوک‌های آکریلی به گونه‌ای نصب شدند که محور طولی آنها عمود بر افق باشد. نمونه‌ها برای هر ایمپلنت با سه وضعیت بدون گپ، گپ ۵۰ μm و گپ ۱۰۰ μm بین ایمپلنت-اباتمنت تهیه شدند. برای ایجاد گپ، نوار ماتریکس میلار ۵۰ μm (یک لایه برای فاصله‌ی ۵۰ μm و دو لایه برای ۱۰۰ μm) بین اباتمنت و ایمپلنت قرار داده شد و اباتمنت‌ها با نیروی تورک توصیه شده توسط کارخانه بر روی ایمپلنت‌ها بسته شد. رادیوگرافی‌ها با سه زاویه‌ی تابش عمود 0° ، $+15^\circ$ و -15° تهیه شدند. مجموع ۲۷ رادیوگرافی پری‌ایپیکال دیجیتال توسط ۵ متخصص پروتزهای دندانی بررسی شد. تحلیل داده‌ها با استفاده از آزمون دقیق فیشر انجام شد.

یافته‌ها: درصد پاسخهای صحیح در مورد قطر ۳/۳ میلی‌متر برابر با ۶۶/۶ درصد، برای قطر ۴ میلی‌متر، ۵۵/۵ درصد و برای قطر ۴/۵ میلی‌متر، معادل ۶۶/۶ درصد بود. یافته‌ها نشان داد که تفاوت آماری معناداری بین قابلیت تشخیص میکروگپ ایمپلنت-اباتمنت در قطرهای مختلف ایمپلنت وجود نداشت ($P > 0.99$).

نتیجه‌گیری: بر اساس نتایج این مطالعه، تغییر قطر ایمپلنت با اتصال داخلی (Internal connection) و زاویه تابش اشعه رادیوگرافی پری‌ایپیکال از نظر آماری تأثیری بر قابلیت تشخیص گپ ایمپلنت-اباتمنت ندارد.

کلمات کلیدی: ایمپلنت‌های دندانی، شکست ترمیم دندان، رادیوگرافی پری‌ایپیکال، تفسیر تصاویر رادیوگرافی، اباتمنت‌های دندانی

مجله دانشکده دندانپزشکی مشهد / سال ۱۴۰۴ / دوره ۴۹ / شماره ۳: ۲۹۱-۳۰۳

* مؤلف مسؤول، نشانی: دانشکده دندان پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران

E-mail: giti_ra@sums.ac.ir

مقدمه

بیماری‌های دندان از قدیمی‌ترین بیماری‌های شناخته‌شده‌ی جامعه‌ی بشری هستند. دندان‌ها به دلایل مختلف از قبیل پوسیدگی، بیماری‌های پریودنتال و تروما از دست می‌روند. در طول تاریخ پزشکی، روش‌های مختلفی برای جایگزینی دندان‌های از دست رفته به کار رفته است. استفاده از ایمپلنت ایمن‌ترین و کاراترین تکنیک در میان انواع روش‌های جایگزینی دندان‌های از دست رفته محسوب می‌شود.^(۱-۴)

ایمپلنت از طریق جراحی در داخل استخوان آلوئولار قرار داده شده؛ استخوان در اطراف ایمپلنت طی یک دوره بهبودی رشد کرده و یک ساختار قوی حمایتگر مشابه دندان‌های طبیعی فراهم می‌آورد. پس از طی دوران بهبودی، اباتمنت بر روی ایمپلنت قرار داده شده و نهایتاً پروتز با روش‌های مختلف به اباتمنت متصل می‌گردد. ثبات اتصال اباتمنت به ایمپلنت نقش مهمی در تعیین موفقیت طولانی مدت درمان ایمپلنتی دارد.^(۵-۹) به صورت ایده‌آل، اتصال مکانیکی میان اباتمنت و ایمپلنت بایستی در مدت عمر ایمپلنت دوام داشته باشد تا از مشکلاتی مثل شل شدن پیچ و شکستن قطعات جلوگیری شود. از طرفی تجمع میکروبی و نفوذ مواد مضر ناشی از باکتریها در ناحیه اتصال ایمپلنت و اباتمنت، می‌تواند باعث التهاب لثه و تحلیل استخوان شود.^(۱۰-۱۲)

مشکل مربوط به میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت دو جنبه بیولوژیکی و مکانیکی دارد. از لحاظ بیولوژیکی، حضور باکتری‌ها در ناحیه اپیکال پیچ اباتمنت مستعد ایجاد منبع باکتری و تهدید سلامت بافتهای اطراف ایمپلنت در دراز مدت می‌باشد.^(۱۳-۱۵) از لحاظ مکانیکی، میکروگپ می‌تواند موجب شل شدن یا شکستن پیچ اباتمنت شود.

توصیه شده است که بعد از نصب اباتمنت روی ایمپلنت، به خصوص هنگامی که محل اتصال آنها زیر لثه باشد، فیت (passive fit) به وسیله یک رادیوگرافی بررسی شود.^(۱۶-۳)

(۱۸)

مطالعه‌ای که توسط Ormaechea و همکاران،^(۱۹) بر روی تأثیر زاویه‌ی تابش در تشخیص عدم تطابق ایمپلنت-اباتمنت انجام شد، نشان داد که با افزایش زاویه‌ی تیوب اشعه‌ی رادیوگرافی، توانایی تشخیص فاصله‌ی بین ایمپلنت و اباتمنت در محل اتصال آنها کاهش می‌یابد. Papavassilion و همکاران^(۲۰)، در مطالعه‌ای نشان دادند که قابلیت تعیین و تشخیص گپ بین ایمپلنت و اباتمنت بطور واضحی تحت تأثیر زاویه تابش اشعه می‌باشد. در زوایای منفی (به سمت ایمپلنت)، نسبت به زوایای مثبت (به سمت اباتمنت)، وضوح گپ سریعتر دچار کاهش شد.

در مطالعه‌ی دیگری Konermann و همکاران^(۲۱)، نشان دادند تجربه‌ی کلینیکی بطور معناداری قابلیت تشخیص میکروگپ را ارتقا داد و ارتباطی بین اندازه‌ی میکروگپ و توانایی تشخیص آن توسط پزشک برقرار بود. در حالیکه حس لامسه به تنهایی فاقد دقت کافی بود، ارزیابی رادیوگرافیکی در کنار میزان معینی از تجربه‌ی کلینیکی برای مدیریت کلینیکی و تشخیص عدم تطابق کفایت می‌کرد. Lin و همکاران^(۲۲)، نشان دادند که استفاده از ابزارهای موازی‌کننده کمک موثری به تشخیص گپ‌های ۵۰ و ۱۰۰ میکرونی می‌کنند. همچنین در مطالعه دیگری، زاویه‌ی تابش اشعه و ابعاد گپ مهمترین عوامل در قابلیت تشخیص عدم تطابق بین ایمپلنت و اباتمنت توسط پزشک معرفی شدند. با افزایش اندازه گپ، تعداد پاسخ‌های صحیح نیز بیشتر شد. در نمونه‌های بدون گپ، بیشترین پاسخ صحیح در زاویه



شکل ۱. مجموعه ایمپلنت-اباتمنت در بلوک آکرلی

ایمپلنت‌ها، ۲ میلیمتر بالاتر از آکرل قرار گرفته باشد. نمونه‌های مورد مطالعه به سه گروه تقسیم شدند: گروه ۱: بدون گپ بین اباتمنت و ایمپلنت گروه ۲: ۵۰ μm گپ بین اباتمنت و ایمپلنت گروه ۳: ۱۰۰ μm گپ بین اباتمنت و ایمپلنت سپس از هر یک از نمونه‌ها با ۳ زاویه 0° ، 15° ، و -15° رادیوگرافی دیجیتال تهیه شد. برای این منظور در گروه ۱، پس از بستن اباتمنت‌ها روی ایمپلنت، به میزان توصیه شده کارخانه به پیچ آن‌ها تورک وارد شد. (۳۰ Ncm برای نمونه‌های ۴ و ۴/۵ میلیمتر و ۲۰ Ncm برای نمونه‌ی ۳/۳ میلیمتری). برای یکسان‌سازی تکنیک رادیوگرافی یک سکو با سطح مقطع کاملاً افقی (0°) و یک سکوی چوبی با سطح مقطع شیب‌دار با شیب 15° ساخته شد.

سپس گیرنده‌های دیجیتالی (digital receptor) نوع photo stimuable phosphor plate (PSP) روی این سکوها قرار گرفته و بلوک‌های آکرلی حاوی اباتمنت و ایمپلنت بدون گپ روی آنها قرار داده شد و به این ترتیب محور طولی اباتمنت و ایمپلنت موازی رسپتور بود و تیوب رادیوگرافی

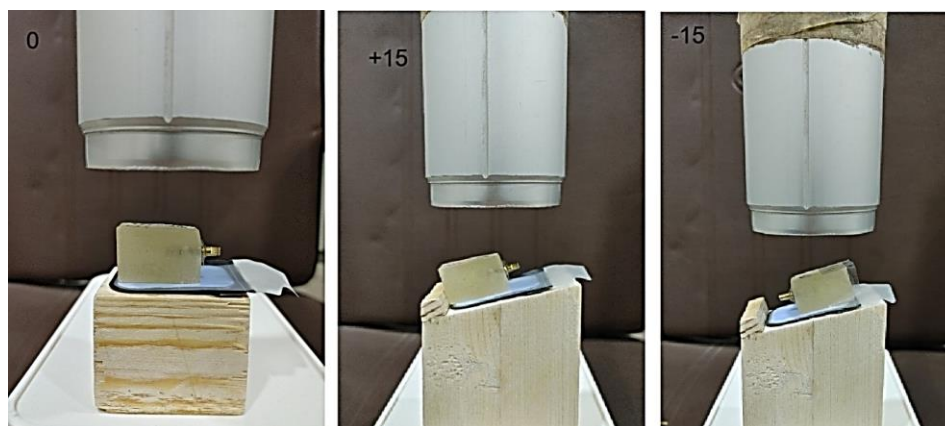
تابش 0° مشاهده شد، اما با افزایش زاویه، تعداد پاسخ‌های صحیح کاهش یافت.^(۲۳)

با توجه به نبود مطالعه‌ی کافی در زمینه‌ی تاثیر قطر ایمپلنت بر دقت رادیوگرافی‌های پری‌اپیکال در تشخیص میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت، هدف مطالعه‌ی حاضر ارزیابی تاثیر قطر ایمپلنت بر دقت تشخیص گپ بین ایمپلنت و اباتمنت توسط رادیوگرافی‌های پری‌اپیکال با زوایای مختلف بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه خارج دهانی با شناسه اخلاق IR.IAU. SHIRAZ.REC.1402.186 در دانشگاه آزاد اسلامی شیراز به تصویب رسیده است. برای انجام این تحقیق، سه ایمپلنت نوع Dio Implant Bone level, Internal Connection (Dio UF, Busan, Korea) با قطرهای ۳/۳، ۴ و ۴/۵ میلیمتر انتخاب و برای هر ایمپلنت یک اباتمنت مخصوص تهیه شد. در ابتدا اباتمنت‌ها بر روی ایمپلنت‌های خود بسته شدند و با کمک سورویور در وضعیتی که محور طولی آنها موازی محور عمودی باشد، در داخل بلاک‌های آکرلی سلف‌کیور (Acropars, Marlic Medical Industries Co., Iran) نصب شدند (شکل ۱). برای تهیه بلاک‌های آکرلی با دیواره‌های کاملاً موازی از یک مولد پلاستیکی پیش‌ساخته با دیواره‌های کاملاً موازی استفاده شد.

در ابتدا به وسیله‌ی یک کولیس دیجیتال (Mitutoyo, Japan) فاصله‌ی بین قسمت فوقانی اباتمنت‌های نصب شده روی ایمپلنت‌ها با لبه‌ی تحتانی بلوک آکرلی اندازه‌گیری شد. برای جلوگیری از تاثیر آکرل بر روی نمای رادیوگرافی، همه‌ی نمونه‌ها طوری در آکرل مانت شدند که پلتفرم



شکل ۲. نحوه‌ی قرارگیری نمونه روی سکوها‌ی چوبی با زوایای مختلف در حین رادیوگرافی

اباتمنت مطابق دستورالعمل کارخانه با اعمال نیروی تورک مناسب بسته شد (مشابه گروه ۱). فاصله‌ی نوک اباتمنت تا بیس آکريل با استفاده از کولیس دیجیتالی (Mitutoyo, Japan) اندازه‌گیری شد تا از ایجاد گپ، اطمینان حاصل شود. برای این گروه نیز مشابه گروه قبل، ۹ رادیوگرافی بر اساس قطر (۳/۳، ۴ و ۴/۵ میلی‌متر) و زاویه‌ی قرارگیری (۰°، ۱۵°، -۱۵°) تهیه شد.

برای نمونه‌های گروه گپ ۱۰۰ μm ، دو لایه نوار ماتریکس میلار با روش فوق‌الذکر بین اباتمنت‌ها و ایمپلنت‌ها قرار داده شد و مجدداً پیچ‌های اباتمنت با تورک پیشنهادی کارخانه بسته شدند (شکل ۳). رادیوگرافی‌ها با روش



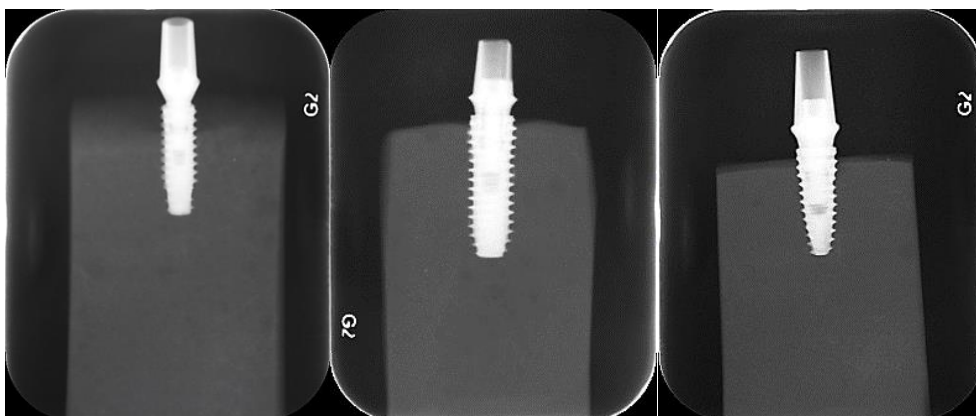
شکل ۳. قراردادن نوار ماتریکس میلار برای ایجاد گپ ۵۰ μm

و ۱۰۰ μm بین ایمپلنت و اباتمنت

طوری تنظیم شد که نسبت به افق کاملاً عمود باشد و در همه‌ی نمونه‌ها فاصله‌ی یکسان ۱۰ cm بین تیوب و نمونه‌ها رعایت شد (شکل ۲).

به این ترتیب زاویه‌ی تابش اشعه ۰°، ۱۵°+ (شیب به سمت اباتمنت) و ۱۵°- (شیب به سمت ایمپلنت) بود. به عبارت دیگر در مورد ۱۵°+، نوک اباتمنت رو به بالای شیب و در مورد ۱۵°-، نوک اباتمنت به سمت پایین شیب بود. رادیوگرافی‌ها همگی بصورت ۷ mA و ۶۰ kVp و زمان ۰/۱۶ ثانیه تهیه شدند؛ به این ترتیب در مجموع ۹ عکس رادیوگرافی برای نمونه‌های گروه بدون گپ بر اساس قطر (۳/۳، ۴ و ۴/۵ میلی‌متر) و زاویه‌ی قرارگیری (۰°، ۱۵°+، ۱۵°- (بدست آمد.

برای تهیه نمونه‌های گروه گپ ۵۰ μm ، یک قطعه از نوار ماتریکس میلار (Henry Schein, USA) به ضخامت ۵۰ μm جدا شد و سپس یک سوراخ به اندازه‌ی سطح مقطع پیچ اباتمنت روی آن ایجاد شد. به این ترتیب که ابتدا سطح مقطع پیچ با کمک جوهر استمپ رنگی شد، سپس اثر آن روی نوار ماتریکس ثبت شد و در نهایت آن ناحیه با استفاده از یک سوند دندانپزشکی که نوک آن روی شعله‌ی چراغ الکلی گرم شده بود، سوراخ شد. هنگام بستن اباتمنت روی ایمپلنت این نوار بین اباتمنت و ایمپلنت قرار گرفت و پیچ



شکل ۴. نمونه‌ی رادیوگرافی های تهیه شده

کرده و در صورت تردید اقدام نماید. پاسخها با کدهای خاص هر تصویر رادیوگرافی با وضعیت واقعی نمونه مقایسه و در صورت تطابق، امتیاز «درست» و در صورت اختلاف، بعنوان «نادرست» ثبت شد. پاسخهای پزشکان برای هر نمونه در چکلیست ثبت شد. داده‌ها برای تجزیه و تحلیل آماری وارد نرم‌افزار SPSS ویرایش ۲۲ شده و با استفاده از تست آماری دقیق فیشر، بررسی شدند.

یافته‌ها

در بررسی آماری، تفاوت معناداری بین قابلیت تشخیص عدم تطابق ایمپلنت - اباتمنت در قطرهای مختلف مشاهده نشد ($P > 0.999$). درصد پاسخهای صحیح در مورد قطر ۳/۳ میلیمتر برابر با ۶۶/۶ درصد و برای قطر ۴ میلیمتر، ۵۵/۵ درصد و در قطر ۴/۵، معادل ۶۶/۶ درصد بود (جدول ۱). در مورد ایمپلنت قطر ۳/۳ میلی‌متر در نمونه‌های بدون گپ، تعداد پاسخهای صحیح در مورد زاویه‌ی تابش 0° نسبت به 15° و -15° کمتر بود. در نمونه‌های با گپ $50 \mu m$ با

مشابه دو گروه اول تهیه شدند. در مجموع، ۲۷ رادیوگرافی در شرایط یکسان از نمونه‌ها تهیه شد (شکل ۴). همه تصاویر بوسیله یک دستگاه اسکنر لیزری (Sordex Diagora Optime; Finland) خوانده و توسط برنامه Scanora بررسی شدند. برای هر یک از تصاویر، یک کد اتفاقی (randomized) تعیین شد و از پنج متخصص پروتزهای دندانی با حداقل ۵ سال تجربه آکادمیک و کلینیکی درمان ایمپلنت، درخواست شد که وجود یا عدم وجود میکروگپ را در نماهای رادیوگرافی تعیین کنند. به منظور کنترل و استاندارد سازی شرایط مشاهده رادیوگرافی های دیجیتال، از یک مانیتور LG با مشخصات صفحه نمایش High Quality Liquid Crystal با لومیننس 300 cd/m^2 و رزولوشن $1/3 \text{ Mp}$ استفاده شد. پرسشنامه‌های ارائه شده به مشاهده‌گران شامل دو گزینه وجود یا عدم وجود گپ بود. در این پرسشنامه از گزینه‌های بینابینی مانند «اطمینان ندارم» استفاده نشد، زیرا در شرایط کلینیکی پزشک باید وجود یا عدم وجود گپ را با قطعیت تعیین

جدول ۱. توزیع فراوانی پاسخ در قطرهای مختلف

P value	پاسخ غلط (درصد) تعداد	پاسخ صحیح (درصد) تعداد	تعداد	قطر (میلیمتر)
	۳ (۳۳/۴)	۶ (۶۶/۶)	۹	۳/۳
	۴ (۴۴/۵)	۵ (۵۵/۵)	۹	۴
> ۰/۹۹۹	۳ (۳۳/۴)	۶ (۶۶/۶)	۹	۴/۵
	۱۰ (۳۷/۱)	۱۷ (۶۲/۹)	۲۷	کل

تعداد پاسخ‌های صحیح در همه موارد یکسان و برابر با ۴/۴٪ بود. در نمونه‌های ۱۰۰ μm گپ با زاویه 15° ، تمام پاسخ‌ها صحیح بودند و زاویه تابش 15° ، کمترین درصد پاسخ صحیح را داشت (جدول ۲) بطور کلی، بیشترین درصد پاسخ‌های صحیح (۱۰۰٪) مربوط به نمونه ۳/۳ mm و ۴ mm با گپ ۵۰ μm و ۱۰۰ μm در زاویه تابش 15° بود. کمترین تعداد پاسخ صحیح (۰٪) نیز مربوط به نمونه قطر ۴ mm با گپ ۵۰ μm در زاویه تابش 0° بود. تغییر میزان گپ (۰ μm ، ۵۰ μm ، ۱۰۰ μm) نیز از لحاظ آماری تفاوت معناداری بین نمونه‌ها نشان نداد ($P=0/693$) (جدول ۳).

همچنین تاثیر تغییر زاویه تابش (0° و 15° و 15°) نیز بررسی شد که در این مورد هم از لحاظ آماری تفاوت معناداری یافت نشد ($P=0/481$) (جدول ۴).

زاویه تابش 15° ، پاسخ‌ها ۱۰۰٪ صحیح بودند و همچنان با زاویه تابش 0° ، درصد پاسخ‌های صحیح کمتر بود. در نمونه‌های با گپ ۱۰۰ μm ، در زاویه تابش 15° ، همه پاسخ‌ها صحیح بودند و تفاوتی بین زوایای 0° و 15° دیده نشد (جدول ۲). در نمونه‌های قطر ۴ mm بدون گپ، بهترین پاسخ صحیح در زاویه تابش 15° مشاهده شد (۸۸/۸٪) و تفاوتی بین زوایای دیگر وجود نداشت. در نمونه‌های ۵۰ μm گپ، با زاویه تابش 0° ، هیچ پاسخ صحیحی وجود نداشت و با زاویه تابش 15° ، بیشترین میزان پاسخ‌های صحیح (۶۶/۶٪) مشاهده شد. در نمونه‌های با گپ ۱۰۰ μm با زاویه تابش 15° ، تمام پاسخ‌ها صحیح بود (جدول ۲).

در ایمپلنت‌های با قطر ۴/۵ mm بدون گپ با زوایای تابش 0° و 15° ، پاسخ‌های صحیح ۸۸/۸٪ و در مورد زاویه 15° ، برابر با ۶۶/۶٪ بود. در نمونه‌های با گپ ۵۰ μm ،

جدول ۲. درصد پاسخ‌های صحیح در هر گروه با زوایای مختلف تابش

قطر	گپ	زاویه تابش	درصد پاسخ‌های صحیح
۳/۳ میلی متر	۰	۰°	۴۴/۴
		+۱۵°	۶۶/۶
		-۱۵°	۶۶/۶
		۰°	۴۴/۴
		+۱۵°	۸۸/۸
		-۱۵°	۱۰۰
	۵۰	۰°	۶۶/۶
		+۱۵°	۶۶/۶
		-۱۵°	۱۰۰
		۰°	۶۶/۶
		+۱۵°	۶۶/۶
		-۱۵°	۸۸/۸
۴ میلی متر	۰	۰°	۰
		+۱۵°	۶۶/۶
		-۱۵°	۲۲/۲
		۰°	۲۲/۲
		+۱۵°	۱۰۰
		-۱۵°	۶۶/۶
	۵۰	۰°	۸۸/۸
		+۱۵°	۶۶/۶
		-۱۵°	۸۸/۸
		۰°	۴۴/۴
		+۱۵°	۴۴/۴
		-۱۵°	۴۴/۴
۴/۵ میلی متر	۵۰	۰°	۶۶/۶
		+۱۵°	۴۴/۴
		-۱۵°	۴۴/۴
	۱۰۰	۰°	۶۶/۶
		+۱۵°	۴۴/۴
		-۱۵°	۱۰۰

جدول ۳. توزیع فراوانی پاسخ ها در گپ های مختلف

گپ	تعداد	(درصد) تعداد پاسخ صحیح	(درصد) تعداد پاسخ غلط	P value
۰	۹	۶ (۶۶/۶)	۳ (۳۳/۴)	> ۰/۶۹۳
۵۰	۹	۴ (۴۴/۴)	۴ (۴۴/۵)	
۱۰۰	۹	۶ (۶۶/۶)	۳ (۳۳/۴)	
کل	۲۷	۱۶ (۵۹/۲)	۱۱ (۴۰/۸)	

جدول ۴. توزیع فراوانی پاسخ ها در زوایای مختلف

زاویه تابش	تعداد	(درصد) تعداد پاسخ صحیح	(درصد) تعداد پاسخ غلط	P value
۰	۹	۴ (۴۴/۴)	۵ (۴۴/۴)	> ۰/۴۸۱
+۱۵	۹	۶ (۶۶/۶)	۳ (۳۳/۴)	
-۱۵	۹	۷ (۷۷/۷)	۲ (۲۲/۳)	
کل	۲۷	۱۷ (۶۲/۹)	۱۰ (۴۷/۱)	

بحث

تابش به 15° و -15° در ایمپلنت های ۳/۳ mm، دقت تشخیص را افزایش داد. در ایمپلنت های ۴ mm، زوایای 0° و -15° نسبت به $+15^\circ$ دقت بالاتری داشتند. مهم این است که در تمامی ایمپلنت های مورد مطالعه، در شرایط بدون گپ، زاویه ی تابش -15° بالاترین دقت را ارائه داد. در مقایسه با مطالعه Sharkey و همکاران^(۳)، در نمونه های بدون گپ، بیشترین پاسخ صحیح در زاویه تابش 0° بدست آمد. ولی در آن مطالعه همه زوایای تابش مثبت (به سمت

بر اساس نتایج آماری این مطالعه، تغییر قطر ایمپلنت تأثیری بر دقت تشخیص میکروگپ بین ایمپلنت و اباتمنت نداشت ولی یافته های این مطالعه می تواند از لحاظ کلینیکی مفید باشد. در نمونه های بدون گپ ($0 \mu m$) با زاویه ی تابش 0° ، میزان پاسخهای صحیح در ۳/۳ mm برابر ۴/۴۴/۴٪، در قطر ۴ mm برابر ۶/۶۶/۶٪ و در قطر ۴/۵ mm برابر ۷/۸۸/۸٪ بود. نتایج نشان می دهد که در نبود گپ، افزایش قطر ایمپلنت تشخیص وضعیت را بهبود می بخشد. همچنین، تغییر زاویه ی

مورد مطالعه ۰، ۱۲/۷، ۲۵، ۳۸، ۵۱، ۶۳، ۷۶، ۸۸، ۱۰۲، ۱۱۴، ۱۲۷ و ۱۹۰ میکرون بود و نتایج نشان داد که در نمونه‌های بدون گپ با زاویه تابش ۰°، بیشترین تعداد پاسخ صحیح به دست آمد و هرچه اندازه‌ی گپ بزرگتر شد، تعداد پاسخ‌های صحیح بالاتر رفت.

در مطالعه حاضر، از نظر آماری تغییر زاویه‌ی تابش، تأثیر معناداری بر تشخیص گپ ایمپلنت - اباتمنت نداشت، اما بررسی تفکیکی نتایج نکات جالبی را نشان داد از جمله اینکه زاویه‌ی ۱۵°-، بیشترین پاسخ‌های صحیح را داشت. در نمونه‌های ۳/۳ mm با گپ‌های ۵۰ و ۱۰۰ μm و در نمونه‌های ۴/۵ mm با گپ ۱۰۰ μm در زاویه‌ی تابش ۱۵°-، تمام مشاهده‌گرها توانستند وجود گپ را به درستی تشخیص دهند. در مطالعه Ormaechea و همکاران^(۱۹)، تأثیر زاویه‌ی تابش بر تشخیص گپ بررسی شد، اما بر خلاف مطالعه‌ی حاضر، رادیوگرافی‌ها بصورت فیلم تهیه شدند. در حالیکه در مطالعه حاضر مانند مطالعات Sharkey و همکاران^(۳)، Lin و همکاران^(۲۲)، و Oliveria و همکاران^(۲۵)، رادیوگرافی‌ها بصورت دیجیتال تهیه شدند. در مطالعه‌ی Ormaechea و همکاران^(۱۹)، از ایمپلنت Noble Biocare با قطر ۳/۷۵ mm و اباتمنت با قطر ۵/۵ mm همراه با Articulating film برای ایجاد میکروگپ استفاده شد. زوایای تابش ۰°، ۵°، ۱۰°، و ۱۵° بودند. براساس نتایج به دست آمده، زاویه ۵° تأثیر معناداری بر تشخیص گپ‌های ۵۰ μm نداشت. زاویه‌ی ۱۰° تشخیص گپ‌های ۰ تا ۵۰ μm را بهبود داد ولی برای گپ‌های ۱۰۰ و ۱۵۰ میکرون تأثیر قابل توجهی نداشت. با افزایش زاویه‌ی تابش به ۱۵°، قابلیت تشخیص فواصل ۱۰۰ و ۱۵۰ میکرون کمتر و در نهایت نتیجه‌گیری شد که افزایش زاویه‌ی تابش توانایی تشخیص گپ را کاهش می‌دهد. در مطالعه‌ی حاضر در ایمپلنت قطر ۳/۳ mm بدون گپ، زوایای ۱۵° و ۱۵°-

اباتمنت) و شامل ۰°، ۵°، ۱۰°، ۱۵°، ۲۰°، ۲۵°، ۳۰°، و ۳۵° بودند؛ در حالی که در مطالعه حاضر زوایای ۰°، ۱۵° و ۱۵°- (به سمت ایمپلنت) بررسی شدند. همچنین آنها از ایمپرشن کوپینگ و آنالوگ استفاده کردند، در حالی که نمونه‌ها در این مطالعه شامل ایمپلنت-اباتمنت بودند. مقایسه‌ی مشابهی با مطالعه Alikhasi و همکاران^(۲۴)، صدق می‌کرد که در آن نیز از ایمپرشن کوپینگ و آنالوگ و زوایای ۰° و مثبت استفاده شد و نتیجه گرفتند که افزایش زاویه‌ی عمودی، دقت تشخیص گپ را کاهش می‌دهد. این نتیجه در هر دو مطالعه با قطرهای یکسان به دست آمد.

در این مطالعه، در نمونه‌های با گپ ۵۰ μm، کمترین پاسخ صحیح به دست آمد. به عبارت دیگر در مواردی که گپ وجود نداشت یا از نظر بزرگی به ۱۰۰ μm رسیده بود، قابلیت تشخیص مشاهده‌گرها بالاتر بود. نکته قابل توجه این بود که در مورد ایمپلنت ۳/۳ mm، تغییر زاویه از ۰° و ۱۵°-، باعث افزایش قابل ملاحظه پاسخ‌های صحیح شد (از ۴۴/۴٪ برای ۰° به ۸۸/۸٪ برای ۱۵° و ۱۰۰٪ برای ۱۵°-). در ایمپلنت‌های ۴ mm با زاویه تابش ۰°، هیچ پاسخ صحیحی داده نشد و همه مشاهده‌گرها این وضعیت را بصورت بدون گپ تشخیص دادند و فقط در ایمپلنت‌های ۴/۵ mm هیچ تفاوتی با تغییر زاویه ایجاد نشد. این نکته که افزایش بزرگی گپ باعث افزایش قدرت تشخیص باشد مشابه نتیجه مطالعه Konerman و همکاران^(۲۱)، بود که متغیرهای اندازه میکروگپ، تجربه پزشک، زمان تابش اشعه، طرح پروتز و نوع ارزیابی را بررسی کردند. البته نمونه‌های بدون گپ را بعنوان گروه کنترل لحاظ نموده و نتیجه گرفتند که با افزایش میزان گپ، قدرت تشخیص نیز بیشتر شد.

مشاهدات این مطالعه همچنین با نتایج مطالعه Sharkey و همکاران^(۳)، در رابطه با تأثیر اندازه‌ی گپ بر قابلیت تشخیص مطابقت داشت. در آن مطالعه، اندازه‌ی گپ‌های

Alikhasi^(۲۴) نشان داده‌اند که زاویه‌ی تابش 0° بالاترین دقت را در تشخیص گپ فراهم می‌کند. با این حال، در مطالعه حاضر، این نتیجه تنها در ایمپلنت‌های $4/5$ mm بدون گپ مشاهده شد. تفاوت اصلی این تحقیق با مطالعات پیشین می‌تواند در بررسی قطرهای مختلف ایمپلنت باشد، در حالی که تحقیقات فوق فقط یک قطر ثابت را مورد مطالعه قرار دادند.

مطالعه Naghshizadian و همکاران^(۲۶)، نشان داد که طرح ناحیه اتصال ایمپلنت بر دقت تشخیص گپ تاثیر دارد. در آن مطالعه از ایمپرشن کوپینگ‌هایی با گپ‌های $0/5$ میلی‌متر و زوایای تابش 0° ، $\pm 10^\circ$ و $\pm 20^\circ$ استفاده و نتیجه‌گیری شد که رادیوگرافی در ایمپلنت‌های external connection یک ابزار تشخیصی قابل اعتماد است، ولی برای ایمپلنت‌های internal connection مناسب نیست. در مطالعه حاضر، تمام نمونه‌ها internal connection بودند که این عامل ممکن است بر نتایج تاثیرگذار بوده باشد.

همانطور که گفته شد، هیچ مطالعه‌ای به طور خاص تاثیر قطر ایمپلنت را بر قابلیت تشخیص گپ ایمپلنت-اباتمنت بررسی نکرده بود. در این مطالعه، هر چند که از نظر آماری تفاوتی مشاهده نشد، تعداد پاسخ‌های صحیح در ایمپلنت‌های با قطر $3/3$ و $4/5$ میلی‌متر بیشتر از ایمپلنت‌های با قطر 4 میلی‌متر بود. همچنین در نمونه‌های دارای گپ $50 \mu m$ ، کمترین دقت تشخیص در مقایسه با نمونه‌های دارای گپ‌های 0 و $100 \mu m$ دیده شد.

با توجه به اینکه این مطالعه در شرایط خارج دهانی انجام شده، توصیه می‌شود در آینده تحقیقات مشابه در شرایط داخل دهان و کلینیکی و با تعداد نمونه‌های بیشتر انجام شود. همچنین بررسی طرح‌های مختلف ناحیه اتصال ایمپلنت-اباتمنت می‌تواند به درک بهتر این موضوع کمک کند.

دقت تشخیص را افزایش دادند، اگرچه این یافته با نتایج مطالعه Ormaechea مغایرت دارد. در مورد ایمپلنت قطر 4 mm بدون گپ، افزایش زاویه از 0° به 15° تغییری در درصد پاسخ صحیح ایجاد نکرد که این وضعیت مشابه زاویه 5° در تحقیق فوق بود. در آن مطالعه از زوایای منفی استفاده نشده بود، ولی در مطالعه حاضر زاویه 15° - قدرت تشخیص را در این نمونه‌ها بطور قابل ملاحظه‌ای بالاتر برد. در ایمپلنت قطر $4/5$ mm بدون گپ، تغییر زاویه بین 15° - و 0° تفاوتی ایجاد نکرد، اما زاویه‌ی 15° دقت تشخیص را کاهش داد، که با نتایج مطالعه Ormaechea مطابقت داشت.

مطالعه Papavassilioa و همکاران^(۲۰)، بر خلاف سایر تحقیقات، زوایای تابش منفی (به سمت ایمپلنت) و مثبت (به سمت اباتمنت) را بررسی کرد. در آن تحقیق، دو طرح ایمپلنتی Internal Hex و External Hex و گپ‌های مختلف با زوایای تابش 0° ، $\pm 5^\circ$ ، $\pm 10^\circ$ ، $\pm 15^\circ$ ، $\pm 20^\circ$ ، $\pm 25^\circ$ و $\pm 30^\circ$ ارزیابی شدند و گروه بدون گپ به عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد که قابلیت تشخیص گپ بطور واضحی تحت تاثیر زاویه‌ی تابش اشعه بود و در زوایای منفی نسبت به زوایای مثبت وضوح گپ سریعتر دچار کاهش شد. در حالیکه در مطالعه ما در اغلب نمونه‌ها زاویه‌ی 15° - قدرت تشخیص را بالاتر برده بود. این تفاوت احتمالا مربوط به تفاوت ابعاد گپ‌ها می‌باشد؛ در مطالعه Papavassilioa^(۲۰)، گپ‌ها با ورق‌های ترموپلاستیک Omnivace در ضخامت‌های $0/2$ mm و $0/5$ mm ایجاد شدند، در حالیکه در مطالعه حاضر، گپ‌ها $50 \mu m$ و $100 \mu m$ بودند و با نوار ماتریکس سلولوئیدی ایجاد شدند.

نتایج تحقیقات پیشین از جمله مطالعات Ormaechea^(۱۹)، Papavassilioa^(۲۰)، Sharkey^(۲۱)، Lin^(۲۲) و

نتیجه گیری

آزاد شیراز در سال ۱۴۰۳ می‌باشد که با همکاری و حمایت مرکز تحقیقات بیومتریال دانشکده دندانپزشکی شیراز انجام گرفت. بدینوسیله از معاونت های محترم پژوهشی هر دو دانشگاه جهت همکاری با این تحقیق تقدیر و تشکر می گردد.

بر اساس نتایج این مطالعه، تغییر قطر ایمپلنت با اتصال داخلی (Internal connection) از نظر آماری تأثیری بر قابلیت تشخیص گپ ایمپلنت-اباتمنت نداشت.

تشکر و قدردانی

تضاد منافع
تضاد منافی وجود ندارد.

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه‌ی دانشجویی دوره‌ی دکترای عمومی آقای سام درفشی از دانشکده دندانپزشکی دانشگاه

منابع

1. Çehreli MC, Akça K, İplikçioglu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant–abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: Influence of abutment design. Clin Oral Implants Res 2004; 15(4): 459-65.
2. Ricomini Filho AP, Fernandes FSdF, Straioto FG, Silva WJd, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. Braz Dent J 2010; 21(2): 123-9.
3. Sharkey S, Kelly A, Houston F, O'Sullivan M, Quinn F, O'Connell B. A radiographic analysis of implant component misfit. Int J Oral Maxillofac Implants 2011; 26(4): 807-15.
4. Amini P, Mahmoudi M, Pourmashrefi P, Amini R, Pourmashrefi S. Effect of cement type and thickness at the marginal area on stress distribution in monolithic zirconia crowns: A finite element analysis. J Mashhad Dent Sch 2025; 49(1): 1-15.
5. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg 2014; 40(2): 50-7.
6. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. J Periodontol 2002; 73(10): 1111-7.
7. Lee J-H, Jang HY, Lee SY. Finite element analysis of dental implants with zirconia crown restorations: Conventional cement-retained vs. Cementless screw-retained. Materials 2021; 14(10): 2666.
8. Shayegh SS, Jahangiri M. The effective factors in the accuracy of intraoral scanners: A systematic review. J Mashhad Dent Sch 2024; 48(3): 799-819.
9. Shayegh SS, Jahangiri M. Prosthetic techniques to increase the accuracy of scan bodies and influential factors: A systematic review. J Mashhad Dent Sch 2025; 49(1): 73-91.
10. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986; 1(1): 11-25.
11. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(4): 519-526.
12. Saidin S, Kadir MRA, Sulaiman E, Kasim NHA. Effects of different implant–abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. J Dent 2012; 40(6): 467-74.
13. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22(6): 9-14.
14. Liedke G, Spin-Neto R, Da Silveira H, Wenzel A. Radiographic diagnosis of dental restoration misfit: A systematic review. J Oral Rehabil 2014; 41(12): 957-67.

15. Jafarzadeh M, Habibikia A, Dabbaghi A, Sabaghian M, Seyhoun M, Kavianpour P. Effect of reverse contrast image filter in detecting internal root resorption in single root teeth in cone beam computed tomography, an in-vitro study. *J Mashhad Dent Sch* 2023; 47(1): 27-35.
16. Darós P, Carneiro VC, Siqueira AP, de-Azevedo-Vaz SL. Diagnostic accuracy of 4 intraoral radiographic techniques for misfit detection at the implant abutment joint. *J Prosthet Dent* 2018; 120(1): 57-64.
17. Rezaei M, Jalalian E, Sadat Mansouri S, Neshandar M, Maghsoudlou Nejad M, Zandian A. Evaluation of the success rate of anterior narrow diameter single-unit implant (2.4 mm and 3 mm) after one year of loading. *J Mashhad Dent Sch* 2022; 46(4): 361-71.
18. Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R, Valbonetti L. Evaluation of microgap with three-dimensional x-ray microtomography: Internal hexagon versus cone morse. *J Craniofac Surg* 2016; 27(3): 682-5.
19. Ormaechea MB, Millstein P, Hirayama H. Tube angulation effect on radiographic analysis of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(1): 77-85.
20. Papavassiliou H, Kourtis S, Katerelou J, Chronopoulos V. Radiographical evaluation of the gap at the implant-abutment interface. *J Esthet Restorat Dent* 2010; 22(4): 235-50.
21. Konermann AC, Zoellner A, Chang BM, Wright RF. In vitro study of the correlation between the simulated clinical and radiographic examination of microgaps at the implant-abutment interface. *Quintessence Int* 2010; 41(8): 681-7.
22. Lin KC, Wadhwani CP, Cheng J, Sharma A, Finzen F. Assessing fit at the implant-abutment junction with a radiographic device that does not require access to the implant body. *J Prosthet Dent* 2014; 112(4): 817-23.
23. Elsayed S, Makke A, Elbanna K. Radiographic assessment of accuracy of fit for different conical connection abutments on tapered implants. *Egypt Dent J* 2020; 66(4): 2529-39.
24. Alikhasi M, Siadat H, Hassani SM, Tabatabaee E. Radiographic evaluation of implant impression component misfit. *RRR* 2016; 1(1): 31-5.
25. Oliveira BFC, Valerio CS, Jansen WC, Zenóbio EG, Manzi FR. Accuracy of digital versus conventional periapical radiographs to detect misfit at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31(5): 1023-9.
26. Naghshizadian I, Alikhasi M, Zeighami S, Shamshiri AR. Does implant connection design affect interpretation of radiographic images? *Oral Health Dent Manag* 2016; 15(3): 160-4.