

# بررسی اثر نوع اتصال ایمپلنت - اباتمنت بر دقت قالب‌گیری به روش تری‌باز در ایمپلنت‌های با زوایای مختلف و با کاربرد دو نوع ماده قالب‌گیری

دکتر کاوه سیدان<sup>۱</sup>، دکتر حسن سازگارا<sup>۲</sup>، دکتر سمیرا سامی کرمانی<sup>۳</sup>،

دکتر مهدی جوان<sup>\*</sup>، دکتر ساغر هرنندی<sup>۴</sup>

## چکیده

**مقدمه:** ثبت دقیق موقعیت ایمپلنت‌ها به وسیله روش‌های مختلف قالب‌گیری تأثیر به‌سزایی در موفقیت طولانی مدت درمان‌های پروتز متکی بر ایمپلنت دارد. هدف از انجام این تحقیق، بررسی اثر نوع اتصال ایمپلنت-اباتمنت بر دقت قالب‌گیری در زوایای مختلف قرارگیری ایمپلنت با استفاده از دو نوع ماده قالب‌گیری بود.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه تجربی، یک مدل استیل زنگ نزن به همراه ۱۰ ایمپلنت تهیه شد. ۵ ایمپلنت از نوع External Hex در یک سمت مدل و ۵ عدد دیگر از نوع Internal Hex در سمت مقابل با زوایای صفر، ۱۵، ۳۰ و ۴۰ درجه نسبت به خط عمود بر صفحه قرار گرفتند. قالب‌گیری به کمک تری اختصاصی و به روش تری‌باز توسط پلی‌اتر (۳۰ عدد) و پلی‌وینیل سیللوکسان مونوفاز (۳۰ عدد) انجام و قالب توسط گچ استون نوع چهار ریخته شد. موقعیت ایمپلنت‌ها روی مدل اصلی و کست‌های تهیه شده توسط دستگاه Coordinating measuring mashine با دقت ۱ میکرون مورد بررسی قرار گرفت. جهت تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS و آزمون واریانس دو طرفه و آزمون t با سطح معنی‌داری  $p < 0/05$  استفاده شد.

**یافته‌ها:** بر اساس آنالیزهای آماری، تفاوتی بین دقت مواد قالب‌گیری مورد بررسی مشاهده نشد. در گروه‌های دارای زوایای ۱۵ و ۳۰ درجه نیز تفاوتی در نوع کانکشن به دست نیامد. اما در پایه‌های دارای زاویه ۴۰ درجه، میزان دقت قالب‌گیری در گروه Internal connection کمتر از External connection بود.

**نتیجه‌گیری:** نوع کانکشن و زاویه ایمپلنت در دقت قالب‌گیری و انتقال موقعیت ایمپلنت به کست دارای اثر متقابل است؛ به طوری که در ایمپلنت‌های ۴۰ درجه، کانکشن نوع داخلی (Internal) که دارای طول اتصال بیشتری است، باعث کاهش دقت در قالب‌گیری می‌شود.

**کلید واژه‌ها:** دقت قالب‌گیری، زاویه ایمپلنت، کانکشن.

\* استادیار گروه پروتزهای دندان، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران. (مؤلف مسؤول)  
meh\_javan@yahoo.com

۱: استادیار گروه پروتزهای دندان، بخش فلوشیپ پروتو- ایمپلنت، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۲: دانشیار گروه پروتزهای دندان، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۳: دستیار تخصصی پروتزهای دندان، دانشکده دندان‌پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران.

۴: دندان‌پزشک، تهران، ایران.

این مقاله در تاریخ ۸۸/۷/۶ به دفتر مجله رسیده، در تاریخ ۸۸/۸/۱۲ اصلاح شده و در تاریخ ۸۸/۹/۳ تأیید گردیده است.

مجله دانشکده دندان‌پزشکی اصفهان  
۱۳۸۸: (۴) ۱۸۹ تا ۱۹۷

## مقدمه

از مهمترین عوامل موفقیت در درمان‌های پروتزی متکی بر ایمپلنت، دقت قالب‌گیری، تهیه کست‌های دقیق و در نهایت، به دست آمدن فریم ورکی است که از تطابق بدون تنش بر روی اباتمنت‌های ساپورت‌کننده برخوردار باشد [۱].

به این منظور، روش‌های قالب‌گیری متعددی جهت به دست آمدن کست اصلی دقیق پیشنهاد شده است که می‌توانند تا حدودی تضمین‌کننده تطابق بدون تنش پروتز متکی بر ایمپلنت باشند [۲].

از آن جا که در اطراف ایمپلنت‌ها، اثر بالشتکی انساج PDL وجود ندارد، از دیدگاه بیومکانیک، رستوریشن‌های متکی بر ایمپلنت، ایمپلنت و استخوان به عنوان یک واحد فانکشنال عمل می‌کنند [۳، ۴] و عدم تطابق در این اتصال می‌تواند باعث ایجاد مشکلات غیر قابل بازگشت در پروتز، ایمپلنت و استخوان اطراف شود [۵].

مکانیسم انتقال نیروهای وارد شده به ایمپلنت‌ها با آن چه در دندان‌های طبیعی اتفاق می‌افتد، متفاوت است [۷، ۸]. در نتیجه، به علت عدم امکان جابه‌جایی ایمپلنت در داخل استخوان برای جبران عدم تطابق پروتزهای متکی به آن، مجموعه استرس‌ها به طور مستقیم به حد فاصل بین ایمپلنت و استخوان و یا اجزای متصل‌کننده پروتز وارد می‌شود [۹، ۱۰]؛ نکته واضح این است که یک درمان موفق تنها هنگامی امکان‌پذیر است که پروتزی با تطابق بدون تنش (Passive fit) ساخته شود [۱۱، ۱۲]. در غیر این صورت، امکان ایجاد مشکلات متعددی مانند شل شدن پیچ‌ها [۱۳]، ایجاد استرس‌های فراوان در داخل رستوریشن و انتقال نیروهای مخرب به ایمپلنت و استخوان [۱۴] و تحلیل استخوان متعاقب [۱۵] آن وجود دارد. در این میان می‌توان ادعا نمود که قالب‌گیری دقیق، به عنوان پله اولیه در ساخت پروتز، می‌تواند یکی از مهمترین مراحل ساخت پروتز باشد [۱۶]. با توجه به محدودیت آناتومی و ملاحظات جراحی، قرارگیری غیر موازی ایمپلنت‌های متعدد در کلینیک غیر قابل اجتناب است. لذا، همواره در درمان‌های پروتز متکی بر ایمپلنت با مشکل عدم تراز اباتمنت‌ها مواجه هستیم و برای یک درمان موفق، روش‌های قالب‌گیری متعددی جهت به دست آمدن یک کست دقیق پیشنهاد شده است [۱۷، ۱۸].

برای اطمینان از حداکثر دقت، اسپلینت کردن کوپینگ‌های انتقالی به یکدیگر درون دهان، قبل از قالب‌گیری نهایی نیز توصیه شده است [۱۹-۲۶]؛ از این میان، رزین‌های خود سخت شونده و روش تری‌باز، بهترین روش برای افزایش دقت قالب‌گیری معرفی شده است [۲۷-۳۰].

Carr [۳۱] تفاوتی در روش‌های قالب‌گیری ایمپلنت‌های با زاویه ۱۵ درجه مشاهده نکرد. Conrad و همکاران [۳۲] جهت بررسی اثر زاویه ایمپلنت در دقت قالب‌گیری با تری‌باز و تری‌بسته از سه مدل به همراه ۳ پایه با زوایای ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه استفاده نمودند. آنان برای ارزیابی‌های خود از ایمپلنت‌های External Hex استفاده کرده، چنین نتیجه‌گیری نمودند که تکنیک و زاویه، اثری در دقت قالب‌گیری ندارد. همچنین Filho و همکاران [۳۳] در بررسی خود از یک مدل آلومینیومی همراه با دو پایه با زاویه ۲۵ درجه و ۴ تکنیک مختلف قالب‌گیری تری‌باز استفاده کردند. آنان در گروه اول از تکنیک تری‌باز غیر متصل و در گروه دوم از روش متصل به طوری که کوپینگ‌ها را به کمک نخ و رزین به هم متصل کرد، استفاده نمودند. در گروه سوم نیز مشابه گروه دوم عمل کردند اما از قطع اتصال و برقراری مجدد آن بهره جستند؛ در گروه چهارم هم از بارهای پیش ساخته رزینی جهت اتصال کوپینگ‌ها استفاده کرده، در نهایت نتیجه‌گیری کردند که بالاترین میزان دقت قالب‌گیری در گروه چهارم و کمترین آن در گروه اول مشاهده می‌شود. به طوری که دقت گروه آخر به طور معنی‌داری نسبت به گروه‌های دیگر بالاتر می‌باشد.

Assuncao و همکاران [۳۴] نیز جهت بررسی اثر زاویه بر دقت قالب‌گیری از ۴ پایه با آرایش خطی و زوایای صفر، ۱۰، ۱۵ و ۲۵ درجه به همراه مواد و روش‌های مختلف استفاده کردند و به این نتیجه کلی رسیدند که اهمیت تکنیک قالب‌گیری مهم‌تر از ماده قالب‌گیری است، خطای ناشی از مواد در زوایای کمتری بروز می‌کند و خطای ناشی از تکنیک در زوایای بالاتر، نمود پیدا می‌کند.

Choi و همکاران [۳۵] تحقیقی را بر روی دقت دو روش قالب‌گیری از ایمپلنت‌های Internal connection که به صورت موازی و یا با تباعد ۸ درجه قرار گرفته بود، انجام دادند؛ این تحقیق نشان داد که دقت قالب‌گیری برای ایمپلنت‌های

Internal connection در روش مستقیم به صورت اسپلینت و غیر اسپلینت تا ۸ درجه تباعد مشابه است. هدف از انجام تحقیق حاضر، تعیین اثر نوع اتصال ایمپلنت - اباتمنت (Implant abutment connection یا IAC) بر دقت قالب‌گیری به روش Open-Tray با دو ماده پلی‌وینیل سایلوکسان مونوفاز و پلی‌اتر در ایمپلنت‌های مستقیم و زاویه‌دار بود.

**مواد و روش‌ها**

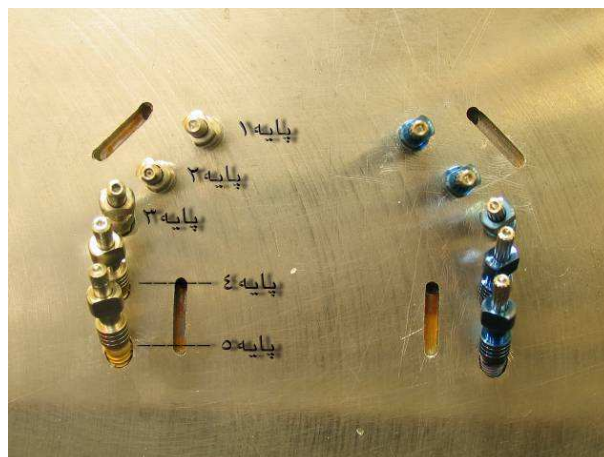
برای انجام این مطالعه تجربی از یک مدل استیل زنگ نزن طراحی شده با نرم افزار Solid Works استفاده شد که شامل یک صفحه تخت می‌باشد. در این صفحه، ۱۰ حفره به فاصله ۱۰ میلی‌متر به قطر ۴ و طول ۱۰ میلی‌متر روی محیط یک دوزنقه در دو قسمت مجزا از هم در دو سمت مدل تعبیه و از ۱ تا ۱۰ شماره‌گذاری شد.

حفرات شماره ۴، ۵، ۶ و ۷ به صورت عمود بر صفحه مدل، حفرات ۳ و ۸ با زاویه ۱۵ درجه، حفرات ۲ و ۹ با زاویه ۳۰ درجه و حفرات ۱ و ۱۰ با زاویه ۴۰ درجه نسبت به خط عمود بر صفحه و در جهت قاعده بزرگ دوزنقه ایجاد شدند (شکل ۱).

Osseotite NT, Internal connection) و در حفرات ۱۰ تا ۶ از نوع (Osseotite NT, External connection) قرار داده شد و توسط سیانوآکریلات در محل ثابت گردید. در اطراف اضلاع این دوزنقه چهار شیار راهنما به ابعاد ۲ در ۱۰ و به عمق ۲ میلی‌متر جهت یکسان سازی موقعیت قرار گیری تری‌های اختصاصی هنگام قالب‌گیری تراشیده شد. قالب‌گیری در ۲ گروه کلی Internal connection (IC) و External connection (EC) با هدف جدا سازی بر مبنای طول کانکشن انجام شد. برای هر دو گروه، تری اختصاصی جهت قالب‌گیری مجزا و جداگانه به این صورت تهیه شد که ابتدا کوپینگ‌های قالب‌گیری مستقیم (Direct transfer coping, 3i, Implant Innovations Inc. Barcelona, Spain) روی مدل بسته و ۲ لایه موم بیس پلیت (Modeling Wax, high stability, Dentsply, USA) با قطر یک میلی‌متر جهت ایجاد فضای لازم برای ماده قالب‌گیری در اطراف کوپینگ‌ها قرار داده شد؛ به طوری که لبه فوقانی سکوی اطراف کوپینگ‌ها را نپوشاند. از مجموعه موجود، به کمک تری پیش‌ساخته و به صورت Dual mix technique قالب‌گیری شد و مجموعه ابتدا برای ثبت Guide pin با دورالی (GC Pattern Resin, G-C Dental Industrial, Tokyo, Japan) و سپس با گچ استون (Ernest Hinrichs GmbH Dentalbund, Goslor, Germany) ریخته شد؛ سپس روی کست به دست آمده با حفظ فضای موجود برای تری‌های اختصاصی، با قرار دادن یک لایه آکریل لایت کیور (Megatray, Megadenta Co., Gmbh, Germany) و با پنجره‌ای در طول محل خروج Guide pin، کوپینگ‌های قالب‌گیری مستقیم به عرض ۲ میلی‌متر ساخته شد و تمام سطح تری‌ها با فرز روند هندپیس با قطر ۲ و فواصل ۱۰ میلی‌متر سوراخ گردید. حاصل کار، تعداد ۳۰ نمونه تری اختصاصی بود که ۱۵ نمونه جهت قالب‌گیری با پلی‌اتر (گروه IC-PE) و ۱۵ نمونه جهت قالب‌گیری با پلی‌وینیل سایلوکسان (گروه IC-PV) مورد استفاده قرار گرفت. در گروه دوم (EC) نیز مشابه مراحل فوق جهت ساخت ۳۰ نمونه تری اختصاصی به کمک کوپینگ‌های قالب‌گیری مربوط دنبال شد (گروه‌های EC-PE و EC-PV). جهت یکسان سازی نیروی خارج کننده تری‌ها، ۲ حلقه فولادی

برای انجام این مطالعه تجربی از یک مدل استیل زنگ نزن طراحی شده با نرم افزار Solid Works استفاده شد که شامل یک صفحه تخت می‌باشد. در این صفحه، ۱۰ حفره به فاصله ۱۰ میلی‌متر به قطر ۴ و طول ۱۰ میلی‌متر روی محیط یک دوزنقه در دو قسمت مجزا از هم در دو سمت مدل تعبیه و از ۱ تا ۱۰ شماره‌گذاری شد.

حفرات شماره ۴، ۵، ۶ و ۷ به صورت عمود بر صفحه مدل، حفرات ۳ و ۸ با زاویه ۱۵ درجه، حفرات ۲ و ۹ با زاویه ۳۰ درجه و حفرات ۱ و ۱۰ با زاویه ۴۰ درجه نسبت به خط عمود بر صفحه و در جهت قاعده بزرگ دوزنقه ایجاد شدند (شکل ۱).



شکل ۱. مدل اصلی، کوپینگ‌های قالب‌گیری مستقیم و شماره‌گذاری پایه‌ها جهت اندازه‌گیری

در این مدل از ایمپلنت با قطر ۴ میلی‌متر (3i, Implant Innovations Inc. Barcelona, Spain) استفاده گردید. به طوری که در حفرات ۱ تا ۵ از نوع

(پایه‌های ۴ و ۷) به عنوان نقطه مرجع در نظر گرفته شد و تمام اندازه‌گیری‌ها نسبت به این نقطه انجام گردید. از آن جا که هدف از این مطالعه، بررسی اختلاف ابعادی پایه‌ها و دقت انتقال موقعیت آن‌ها از مدل به نمونه‌ها بود، یک متغیر جدید به نام «موقعیت فضایی» برای هر یک از پایه‌ها توصیف گردید که به طور یکسان از اندازه‌گیری‌های ابعادی محورهای  $x$ ،  $y$  و  $z$  اثرپذیری داشته، در صورت عدم معنی‌دار بودن نتایج در هر یک از محورها به تنهایی، امکان بررسی اثر تجمیعی هر سه محور را به صورت همزمان فراهم می‌سازد؛ این متغیر مطابق با فرمول زیر عبارتست از «اختلاف جذر مجموع مجذورات هر یک از اندازه‌گیری‌ها نسبت به نقطه مرجع داخلی در نمونه‌ها با مدل اصلی».

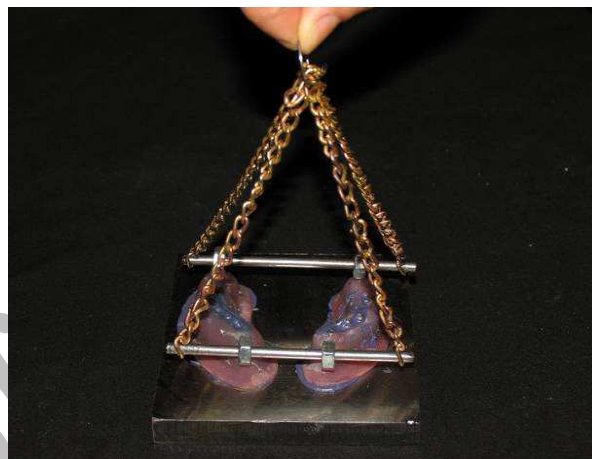
$$\Delta D = \sqrt{X_n^2 + Y_n^2 + Z_n^2} - \sqrt{x_n^2 + y_n^2 + z_n^2}$$

به بیان دیگر،  $\Delta D$  همان اختلاف موقعیت فضایی پایه شماره  $n$  با نقطه مرجع داخلی در نمونه‌ها ( $x$ ،  $y$  و  $z$ ) با مدل اصلی ( $X$ ،  $Y$  و  $Z$ ) روی یک خط راست می‌باشد.

اندازه‌گیری فواصل پایه‌ها در ابعاد  $X$ ،  $Y$  و  $Z$  توسط دستگاه CMM (Coordinate measuring machine) (Trimek, Reni Shaw, CMM Inc, England) با دقت تماسی ۱ میکرون انجام گرفت. جهت ثبت دقیق مرکز دایره فوقانی اباتمنت از تماس پروب دستگاه با لاین انگل خارجی سطح فوقانی اباتمنت در ۴ نقطه کمک گرفته شد (شکل ۳). در اندازه‌گیری تمام پایه‌ها به ترتیب پایه مستقیم اول، شماره ۱ و پایه ۴۰ درجه، شماره ۵ در نظر گرفته شد و پس از تکمیل اندازه‌گیری‌ها، پایه چهارم به عنوان نقطه مرجع جهت بررسی اختلاف فواصل در نظر گرفته و نتایج در جداول نرم‌افزار Trimek ذخیره شد.

داده‌ها با استفاده از برنامه آماری SPSS نسخه ۱۵ تجزیه و تحلیل شد. شاخص‌های پراکندگی مرکزی (میانگین و انحراف معیار) فاصله از نقطه رفرنس در مدل اصلی در ۴ نقطه در نمونه‌های کانکشن داخلی و خارجی و همچنین در نمونه‌های PE و PV با سطح معنی‌داری ۹۵٪ تعیین و گزارش شدند. از آزمون آنالیز واریانس دوطرفه (Two way analysis of variance) برای ارزیابی میزان فاصله از نقطه مرجع در هر ۴ نقطه استفاده شد. در مواردی که تفاوت‌های معنی‌داری

مرتبط با میله مرکزی توسط سیانوآکریلات ( Super Glue, Razi Chemical Group, Tehran, Iran) در ارتفاع یکسان به تمام تری‌ها متصل شد تا نیروی خارج کننده تری‌ها که توسط زنجیرهای ارتباطی اعمال می‌شود، در ۲ گروه IC و EC پس از ستینگ ماده قالب‌گیری در نمونه‌های مشابه، یکسان باشد (شکل ۲).

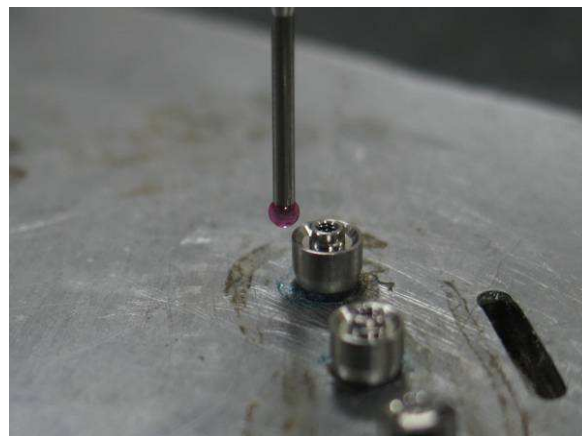


شکل ۲. پخش یکنواخت نیروها هنگام خروج قالب در کانکشن داخلی و خارجی

جهت قالب‌گیری در این مطالعه، از دو ماده پلی‌وینیل سایلوکسان مونوفاز ( Mono Phase H-D+, Zhermack, Italy) و پلی‌اتر ( Impregum, EPSE Dental AG, Germany) استفاده شد. چسب ماده قالب‌گیری ۲۴ ساعت قبل از قالب‌گیری به تری‌های اختصاصی زده و تری‌ها مطابق دستور کارخانه از ماده قالب‌گیری پر شد و در محل مناسب روی شیارهای راهنمای مدل به مدت ۵ دقیقه قرار گرفت. قالب‌ها پس از بستن ایمپلنت آنالوگ توسط گچ استون Type IV ( Ernest Hinrichs GmbH Dentalbund, Goslor, Germany) ریخته شد. در مطالعه حاضر از اباتمنت‌های استاندارد سیستم ( Standard Abutment,3i Implant, Inovation Inc., Barcelona, Spain) که دارای بدنه سیلندری با ارتفاع ۴ میلی‌متر بود، استفاده گردید. سطح مقطع قسمت فوقانی این اباتمنت‌ها در محیط خارجی دایره‌ای و با Out of Circularity کمتر از ۱ میکرون بود. برای برقراری فواصل یکنواخت‌تر بین پایه‌ها، دومین پایه مستقیم در هر گروه

PE برابر  $0.1 \pm 0.57$  و با استفاده از ماده PV برابر  $0.5 \pm 0.6$  بود. این مقادیر در نوع کانکشن داخلی و در دو ماده قالب‌گیری PE و PV به ترتیب  $0.6 \pm 0.55$  و  $0.8 \pm 0.58$  برآورد شد. آزمون آنالیز واریانس دوطرفه تفاوت معنی‌داری نشان نداد.

برآورد می‌شد، تفاوت دو به دوی گروه‌ها با استفاده از آزمون t-student مقایسه گردید.



شکل ۳. استفاده از اباتمنت استاندارد در اندازه‌گیری موقعیت هر کدام از پایه‌ها

### یافته‌ها

**نقطه ۱ (زاویه صفر درجه):** میزان فاصله از نقطه مرجع در نقطه ۱ در نوع کانکشن خارجی با استفاده از ماده قالب‌گیری PE برابر  $0.1 \pm 0.1$  و با استفاده از ماده PV برابر  $0.1 \pm 0.1$  بود. این مقادیر در نوع کانکشن داخلی و در دو ماده قالب‌گیری PE و PV به ترتیب  $0.8 \pm 0.16$  و  $0.9 \pm 0.14$  برآورد شد. نتایج آزمون آنالیز واریانس دوطرفه نشان داد که در این نقطه، اثر نوع کانکشن (داخلی یا خارجی) در میزان فاصله از نقطه مرجع معنی‌دار ( $p \text{ value} < 0.03$ ) بوده ولی نوع ماده قالب‌گیری اثر قابل توجهی بر میزان این فاصله نداشته است ( $p \text{ value} = 0.59$ ). با توجه به معنی‌دار بودن اثر نوع کانکشن در این مورد، بررسی‌های بیشتر با استفاده از آزمون t-student در این زمینه انجام شد و نتایج نشان داد که در استفاده از ماده قالب‌گیری PE، میزان فاصله از نقطه رفرنس در این نقطه، در دو نوع کانکشن تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشته است ( $p \text{ value} = 0.09$ ). همچنین در ماده قالب‌گیری PV نیز تفاوت معنی‌داری بین دو نوع کانکشن بر اساس آزمون t-student مشاهده نشد (نمودار ۱).

**نقطه ۲ (زاویه ۱۵ درجه):** میزان فاصله از نقطه مرجع در نقطه ۲ در نوع کانکشن خارجی با استفاده از ماده قالب‌گیری

نمودار ۱. میانگین و انحراف معیار فاصله از نقطه مرجع در نقطه ۱ (زاویه صفر درجه) برحسب ماده و نوع کانکشن  
PE: Polyether; PV: Polyvinyl siloxane

**نقطه ۳ (زاویه ۳۰ درجه):** میزان فاصله از نقطه مرجع در نقطه ۳ در نوع کانکشن خارجی با استفاده از ماده قالب‌گیری PE برابر  $0.9 \pm 0.04$  و با استفاده از ماده PV برابر  $0.8 \pm 0.03$  بود. این مقادیر در نوع کانکشن داخلی و در دو ماده قالب‌گیری PE و PV به ترتیب  $0.6 \pm 0.06$  و  $0.4 \pm 0.08$  برآورد شد. آزمون آنالیز واریانس دوطرفه تفاوت معنی‌داری نشان نداد.

**نقطه ۴ (زاویه ۴۰ درجه):** میزان فاصله از نقطه مرجع در نقطه ۴ در نوع کانکشن خارجی با استفاده از ماده قالب‌گیری PE برابر  $0.6 \pm 0.3$  و با استفاده از ماده PV برابر  $0.7 \pm 0.29$  بود. این مقادیر در نوع کانکشن داخلی و در دو ماده قالب‌گیری PE و PV به ترتیب  $0.2 \pm 0.43$  و  $0.5 \pm 0.41$  برآورد شد. نتایج آزمون آنالیز واریانس دوطرفه نشان داد که در این نقطه، اثر نوع کانکشن (داخلی یا خارجی)

قالب‌گیری می‌شود، نوع و طول کانکشن اباتمنت با ایمپلنت می‌باشد که در هنگام خروج تری باعث دیستورشن قالب و ایجاد خطای احتمالی می‌شود. هر چه این زاویه و طول کانکشن بیشتر باشد، پتانسیل این خطا بیشتر خواهد بود.

در مقایسه این تحقیق با سایر پژوهش‌ها به لحاظ نوع مدل، تعداد و موقعیت پایه‌ها، روش‌ها و مواد قالب‌گیری، نوع و طول کانکشن، تکنیک اندازه‌گیری و پردازش داده‌ها، نکات زیر قابل بررسی است:

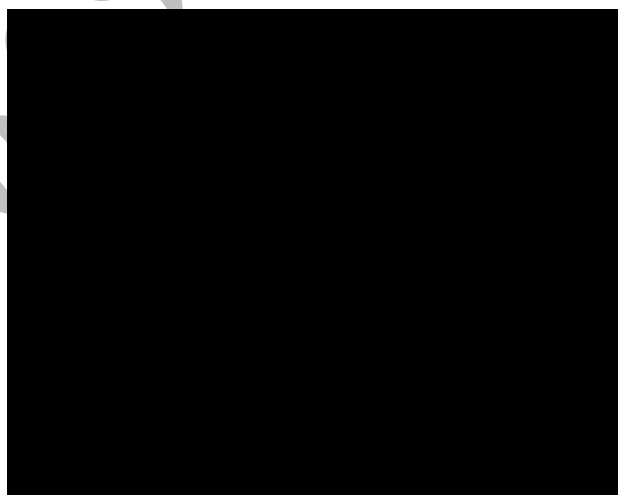
**(۱) ارزیابی مدل:** استفاده از مدل استیل ضد زنگ باعث استحکام بیشتر پایه‌ها در محل خود می‌شود. در مطالعات متعدد دیگری [۳۶، ۳۴، ۳۳، ۱۹] نیز مشاهده شده است که استفاده از مدل‌های فلزی در قیاس با مدل آکریلی و گچی [۳۸، ۳۷، ۳۵، ۳۲، ۲۳] می‌تواند باعث ایجاد ثبات بیشتر در موقعیت پایه‌های مدل گردد.

**(۲) موقعیت و زاویه پایه‌ها:** Assuncao و همکاران [۳۴] در مطالعه خود بر روی مدل حاوی ۴ پایه، از زوایای صفر، ۱۰، ۱۵ و ۲۵ درجه استفاده کردند و نشان دادند که با افزایش زاویه ایمپلنت، میزان خطا در قالب‌گیری افزایش می‌یابد و اهمیت و اثرگذاری تکنیک‌های دقیق بسیار بیشتر از مواد قالب‌گیری خواهد بود.

Choi و همکاران [۳۵] نیز زاویه را مورد بررسی قرار دادند؛ اما دامنه تغییرات در زاویه، محدود به ۸ درجه بود و قابل پیش‌بینی است که تفاوتی در تکنیک و ماده قالب‌گیری مشاهده نشد. Filho و همکاران [۳۳] با بهره‌گیری از مطالعات قبلی، مدل خود را با زاویه ۲۵ درجه ساختند و نشان دادند که با تکنیک‌های دقیق تری چون استفاده از بارهای رزینی پیش‌ساخته جهت اتصال کوپینگ‌های قالب‌گیری می‌توان با وجود زاویه ۲۵ درجه نیز به دقت مشابهی در قالب‌گیری نسبت به زوایای کمتر رسید. Herbst و همکاران [۳۰] در زاویه ۸ درجه و Carr [۳۱] در زاویه ۱۵ درجه نیز تفاوتی مشاهده نکردند.

در مجموع در این پژوهش‌ها، زاویه‌ها محدود به ۲۵ درجه و کمتر بود و زوایای احتمالی بیشتر مورد مطالعه قرار نگرفته است، همچنین با تعیین زاویه خاصی به عنوان زاویه نهایی، دقت قالب‌گیری قابل نتیجه‌گیری نیست.

در میزان فاصله از نقطه مرجع معنی‌دار است ( $p \text{ value} < 0/0001$ ) ولی نوع ماده قالب‌گیری اثر قابل توجهی بر میزان این فاصله نداشت ( $p \text{ value} = 0/28$ ). با توجه به معنی‌دار بودن اثر نوع کانکشن در این مورد، بررسی‌های بیشتر با استفاده از آزمون t-student در این زمینه انجام شد و نتایج آن نشان داد که در استفاده از ماده قالب‌گیری PE، میزان فاصله از نقطه رفرنس در نقطه ۴ در نوع کانکشن خارجی و داخلی تفاوت آماری معنی‌داری با یکدیگر داشت ( $p \text{ value} < 0/001$ )؛ البته اختلاف کمتری در گروه کانکشن داخلی مشاهده شد. همچنین آزمون t-student نشان داد که میزان فاصله از نقطه رفرنس در این نقطه با استفاده از ماده قالب‌گیری PV در دو نوع کانکشن تفاوت معنی‌داری با یکدیگر داشته است ( $p \text{ value} = 0/001$ ) (نمودار ۲).



نقطه ۴ (زاویه ۴۰ درجه) برحسب ماده و نوع کانکشن  
PE: Polyether; PV: Polyvinyl siloxane

## بحث

نتایج نشان داد که در تکنیک تری‌باز، نوع ماده قالب‌گیری تأثیری در دقت انتقال موقعیت ایمپلنت‌ها ندارد. همچنین نوع و طول کانکشن در زوایای کمتر از ۴۰ درجه در دقت قالب‌گیری بی‌اثر است، اما در پایه‌های ۴۰ درجه، دقت قالب‌گیری در هر دو ماده در گروه IC کمتر از EC بود. به عبارت دیگر، کانکشن با طول بیشتر در زوایای بالاتر، دیستورشن و اعوجاج پایدار بیشتری در مواد قالب‌گیری ایجاد می‌کند. به نظر می‌رسد در تکنیک تری‌باز تنها عاملی که باعث انتقال اثر زاویه ایمپلنت به ماده

فراهم گردید. طول کانکشن External در این مدل، ۰/۷ میلی‌متر و طول کانکشن Internal جهت کویپینگ‌های قالب‌گیری ۲ میلی‌متر بود.

**۴) روش‌های اندازه‌گیری:** در مورد ابزار اندازه‌گیری نمونه‌های تهیه شده، روش‌های مختلفی وجود دارد که باید دقتی بالاتر از دقت قالب‌گیری داشته باشند. در بعضی موارد از روش‌های دو بعدی که دقت کمی دارند نیز استفاده شده است.

Vigolo و همکاران [۲۳] و HSU و همکاران [۲۴] برای بررسی نمونه‌های خود از روش پروفایل پروژکتور استفاده کرده‌اند که نه امکان اندازه‌گیری سه بعدی را فراهم می‌کند و نه میزان دقت ابزار اندازه‌گیری در همان دو بعد مورد مطالعه، کافی می‌باشد.

Alvin و همکار [۴۰] و Hurbst و همکاران [۳۰] از میکروسکوپ برای ارزیابی نمونه‌ها استفاده کردند؛ این ابزار با دقت بالا و امکان بررسی هر سه بعد، دقت لازم برای ارزیابی روش‌های قالب‌گیری را فراهم می‌کند اما این روش حساسیت بالایی به تکنیک داشته، انجام آزمایشات آن مشکل می‌باشد.

روش دیگر برای ارزیابی نمونه‌ها، استفاده از شیوه‌های غیرمستقیم است؛ بدین مفهوم که با بررسی میزان تطابق یک فریم ورک یا یک بار فلزی ساخته شده بر روی مدل و نمونه‌ها، به صورت غیرمستقیم دقت قالب‌گیری را ارزیابی می‌کنند. جهت ارزیابی این تطابق از ابزارهای مختلفی مثل پروفایل پروژکتور [۲۱]، حسگرهای الکترونیکی [۲۸]، کولیس‌های دیجیتال [۱۶]، میکروسکوپ و پروسسورهای نرم‌افزاری استفاده شده است؛ در کل، این روش‌های غیرمستقیم، مستقل از میزان دقت ابزار اندازه‌گیری دارای یک اشکال کلی بودند و آن ارزیابی تمام پایه‌ها به صورت یک مجموعه واحد، به واسطه یکپارچه بودن فریم ورک ساخته شده و عدم امکان ارزیابی موقعیت قرارگیری تک‌تک پایه‌ها به صورت مستقل می‌باشد. تکنیک‌های پروفیلومتری و نرم‌افزارهای AutoCAD این اشکال را تا حدودی برطرف نمودند و توسط Assuncao و همکاران [۳۴] نشان داده شد که دقت کافی را جهت مدل‌های بدون زاویه، دارا می‌باشند.

روش‌های دیگر اندازه‌گیری شامل روش‌های سه بعدی است که یکی از دقیق‌ترین آن‌ها استفاده از ابزارهای اندازه‌گیری Coordinating مثل دستگاه CMM می‌باشد. در مطالعه حاضر از استاندارد اباتمنت (Standard Abutmen) برای این منظور

در مطالعه حاضر، علاوه بر بررسی دقت انتقال موقعیت پایه‌ها توسط مواد قالب‌گیری، وجود زاویه در پایه‌ها در ۳ اندازه ۴۰، ۳۰ و ۱۵ درجه که از یک جهت به موارد کلینیکی مشکل‌ساز نزدیک‌تر بوده، از جهت دیگر امکان بررسی کیفی و کمی اثر زاویه را در ایجاد خطای قالب‌گیری فراهم می‌کند، مورد مطالعه قرار گرفت.

**۳) نوع و طول کانکشن:** در مواردی که مدل و ایمپلنت‌ها فاقد زاویه باشند، طول و نوع کانکشن اثری در دقت قالب‌گیری نخواهد داشت. اما با وجود زاویه بین پایه‌ها، در روش قالب‌گیری با تری‌باز، طول کانکشن می‌تواند در میزان دیستورشن و اعوجاج ماده قالب‌گیری اثرگذار باشد که این اثرگذاری علاوه بر زاویه بین ایمپلنت‌های مدل، به طول بدنه اتصال بین کویپینگ قالب‌گیری و ایمپلنت نیز وابسته خواهد بود. در مطالعات انجام شده [۴۲-۲۷] روی تکنیک قالب‌گیری با تری‌باز، مدل‌های مورد استفاده اغلب دارای یک نوع کانکشن خاص و ثابت بودند، به طوری که شرایط جهت بررسی اثر طول یا نوع کانکشن و میزان اثرپذیری آن از زاویه ایمپلنت فراهم نشده است.

Choi و همکاران [۳۵] در مدل خود از کانکشن Internal با زاویه بین پایه‌ای معادل ۸ درجه استفاده کردند، Assuncao و همکاران [۳۴] نیز در مدل خود از ایمپلنت‌های Internal استفاده کردند و زاویه را تا ۲۵ درجه بالا بردند، Conrad و همکاران [۳۲] در مدل خود از ایمپلنت‌های با کانکشن External استفاده نمودند و Carr و همکار [۳۹] در مدل خود از ۲ پایه External استفاده کردند. انتخاب نوع External و Internal از آن جهت اهمیت دارد که طول بدنه اتصال در انواع External اغلب محدود به ۰/۷ تا ۱ میلی‌متر می‌باشد، در حالی که این طول در کانکشن Internal بین ۲ تا ۴ میلی‌متر است. در مطالعات انجام شده، فقط از یک نوع کانکشن در مدل استفاده شده و به همین دلیل، امکان بررسی اثر طول و نوع کانکشن در زوایای مختلف وجود نداشته است.

در مطالعه حاضر علاوه بر زوایای مختلف، از یک نوع سیستم ایمپلنت با ۲ نوع کانکشن در کنار یکدیگر استفاده شد که روی یک مدل واحد و با یک نوع تری و نیروی خارج کننده ثابت، قالب‌گیری شدند و شرایط جهت بررسی اثر زاویه، ماده قالب‌گیری و نوع کانکشن در میزان دقت قالب‌گیری هم‌زمان

### نتیجه‌گیری

در نهایت باتوجه به محدودیت‌های موجود در این پژوهش، نتایج زیر به دست آمد:

۱) نوع ماده قالب‌گیری (پلی‌اتر و پلی‌وینیل سایلوکسان)، در دقت قالب‌گیری از ایمپلنت با زوایای صفر، ۱۵، ۳۰ و ۴۰ درجه اثر معنی‌داری ندارد.

۲) نوع کانکشن، در دقت انتقال موقعیت در ایمپلنت‌های با ۱۵ و ۳۰ درجه اثری ندارد؛ بدین معنی که افزایش طول کانکشن از ۰/۷ به ۲ میلی‌متر در زوایای ذکر شده اثری در دقت قالب‌گیری ندارد.

۳) درمورد دقت قالب‌گیری از ایمپلنت ۴۰ درجه، نوع کانکشن موثر است و طول کانکشن بیشتر، باعث کاهش دقت می‌شود.

استفاده شد. از آن جا که هدف از این مطالعه، بررسی اختلاف ابعادی پایه‌ها و دقت انتقال موقعیت آن‌ها از مدل به نمونه‌ها بود، از «موقعیت فضایی» برای هر یک از پایه‌ها استفاده گردید که امکان بررسی در هر سه محور را به صورت همزمان فراهم می‌سازد. در مجموع، نتایج حاصل از این پژوهش در زمینه نوع ماده قالب‌گیری، با تحقیقات Daoudi و همکاران [۴۱]، Carr [۳۱]، Herbst و همکاران [۳۰]، NaConcy و همکاران [۲۸] و Wenz و همکاران [۲۷] منطبق است و با نتایج تحقیقات Bambini و همکاران [۴۲]، Alvin و همکاران [۳۹] و Cruz و همکاران [۱۶] هم‌خوانی ندارد. در زمینه زاویه پایه‌ها نیز با مطالعات Carr [۳۱]، Assuncao و همکاران [۳۴] و Choi و همکاران [۳۵] مطابقت دارد ولی در زمینه اثر گذاری نوع و طول کانکشن مطالعه قابل قیاسی یافت نشد.

### References

- Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2): 151-8.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985.
- Adell R. Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 1983; 50(2): 251-4.
- Zarb GA, Zarb FL. *Tissue integrated dental prostheses.* Quintessence Int 1985; 16(1): 39-42.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-8.
- Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions. *J Dent Educ* 1988; 52(12): 775-87.
- Schnitman PA, Rubenstein JE, Whorle PS, DaSilva JD, Koch GG. Implants for partial edentulism. *J Dent Educ* 1988; 52(12): 725-36.
- Mensor MC, Ahlstrom RH, Scheerer EW. Compliant Keeper system replication of the periodontal ligament protective damping function for implants: part II. *J Prosthet Dent* 1999; 81(4): 404-10.
- Lin CL, Chang SH, Wang JC, Chang WJ. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent* 2006; 34(9): 682-91.
- Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent* 1996; 76(5): 500-9.
- Lundqvist S, Carlsson GE. Maxillary fixed prostheses on osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1983; 50(2): 262-70.
- Spector MR, Donovan TE, Nicholls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1990; 63(4): 444-7.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(2): 169-78.
- Mary E, Igor J, DeLong R. Laser digitization of casts to determine the effect of tray selection and cast formation technique on accuracy. *J Prosthet Dent* 2002; 87(2): 204-9.
- Worthington P, Bolender CL, Taylor TD. The Swedish system of osseointegrated implants: problems and complications encountered during a 4-year trial period. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(2): 77-84.
- Cruz J, Funkenbusch P, Ercoli C, Moss M, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant supported prostheses: a comparison of standard impression with verification jigs made of different materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(3): 329-36.



17. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2008; 100(4): 285-91.
18. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(2): 216-22.
19. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50(3): 399-410.
20. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993; 69(5): 503-9.
21. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2): 186-92.
22. Windhorn RJ, Gunnell TR. A simple open-tray implant impression technique. *J Prosthet Dent* 2006; 96(3): 220-1.
23. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2004; 92(5): 470-6.
24. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *J Prosthet Dent* 1993; 69(6): 588-93.
25. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. *J Prosthet Dent* 1990; 64(1): 53-61.
26. Sutherland JK, Hallam RF. Soldering technique for osseointegrated implant prostheses. *J Prosthet Dent* 1990; 63(2): 242-4.
27. Assif D, Nissan J, Varsano I, Singer A. Accuracy of implant impression splinted techniques: effect of splinting material. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(6): 885-8.
28. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(2): 192-8.
29. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 331-6.
30. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 555-61.
31. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(4): 468-75.
32. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *J Prosthet Dent* 2007; 97(6): 349-56.
33. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *J Prosthodont* 2009; 18(2): 172-6.
34. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant Dent* 2004; 13(4): 358-66.
35. Choi JH, Lim YJ, Yim SH, Kim CW. Evaluation of the accuracy of implant-level impression techniques for internal-connection implant prostheses in parallel and divergent models. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(5): 761-8.
36. Cabral LM, Guedes CG. Comparative analysis of 4 impression techniques for implants. *Implant Dent* 2007; 16(2): 187-94.
37. Wenz HJ, Hertrampf K. Accuracy of impressions and casts using different implant impression techniques in a multi-implant system with an internal hex connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(1): 39-47.
38. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo FA, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(2): 226-36.
39. Carr AB, Master J. The accuracy of implant verification casts compared with casts produced from a rigid transfer coping technique. *J Prosthodont* 1996; 5(4): 248-52.
40. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *J Prosthet Dent* 2000; 83(3): 323-31.
41. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. An evaluation of three implant level impression techniques for single tooth implant. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2004; 12(1): 9-14.
42. Bambini F, Ginnetti L, Meme L, Pellecchia M, Selvaggio R. Comparative analysis of direct and indirect implant impression techniques an in vitro study. An in vitro study. *Minerva Stomatol* 2005; 54(6): 395-402.