تعیین تأثیر مقادیر مختلف انحراف دیستولبیالی ایمپلنت و اتچمنت Locator بر میزان گیر و طول عمر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت (Invitro)

دکتر صدرا جلالیان[۱] دکتر حمیرا انصاری لاری[۲#] دکتر پارسا آتش رزم[۳] دکتر سید مصطفی فاطمی[۴]

۱- متخصص پروتزهای دندانی

۲- استادیار گروه پروتزهای دندانی و عضو مرکز تحقیقات ایمپلنت های دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دندانپزشکی تهران

۳- متخصص پروتزهای دندانی

۴- استادیار گروه مواد دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

خلاصه:

سابقه و هدف: به طور کلی مشکلاتی در رابطه با گیر و طول عمر اتچمنت‌ها در پروتزهای اوردنچر متکی بر ایمپلنت گزارش شده است. مطالعات کمی به تأثیر انحراف ایمپلنت و اتچمنت نسبت به مسیر نشست و برخاست پروتز بر میزان گیر و طول عمر اوردنچر پرداخته اند. این تحقیق باهدف مقایسه تأثیر انحراف دیستولبیالی ایمپلنت و اتچمنت بر میزان گیر و طول عمر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت به صورت آزمایشگاهی انجام گرفت.

مواد و روش‌ها: این تحقیق به روشی تجربی بر روی ۴۰ نمونه که در ۸ گروه متفاوت تقسیم شده اند، انجام گرفت. در ابتدا ۴ مدل از ریج بی دندانی فک پایین به همراه دنچر مطابق با آن به صورت یکسان ساخته شد. در هر مدل ۲ آنالوگ ایمپلنت (Dentium, Korea) قرار گرفت. آنالوگها به طور کلی در راستای دیستولبیالی و در سه زاویه ۵، ۱۰ و ۱۵ درجه قرار گرفتند. در گروه کنترل نیز آنالوگ‌ها به صورت عمود بر ریج و موازی هم قرار داده شدند. روی آنالوگ‌ها اباتمنت (Dentium, Korea) با اتچمنت به رنگ قرمز، بسته شد. نمونه‌ها ۳۰۰۰ بار تحت سیکلهای گذاشت و برداشت و ۲۰۰۰ بار تحت سیکل‌های حرارتی قرار گرفتند. گیر نمونه‌ها بعد از هر ۵۰۰ سیکل توسط دستگاه UTM (SANTAM,STM20) اندازه‌گیری شد. داده‌ها با آزمون Repeated Measure ANOVA و Tukey مورد ارزیابی قرار گرفتند.

یافته ها : بیشترین میزان گیر اولیه در نمونه‌های ترموسایکل نشده مربوط به گروه با انحراف ۵ درجه (۱/۵۱±۳۶/۴ نیوتن) بود و در نمونه‌های ترموسایکل شده مربوط به گروه با انحراف ۱۵ درجه (۱/۱۱±۳۰/۷ نیوتن) بود و کمترین میزان گیر اولیه در هر دو حالت مربوط به گروه با انحراف ۱۰ درجه (۰/۹۲±۱۷/۱۸ نیوتن) بود. نتایج آزمون Repeated measure ANOVA و Tukey نشان دادند که بین زوایای ۵ و ۱۵ درجه اختلاف معناداری وجود ندارد ولی میانگین در این زوایا نسبت به زاویه ۱۰ درجه و صفر درجه (گروه کنترل) به صورت معناداری بیشتر است. (P<۰/۰۰۱)

نتیجه‌گیری: انحراف ایمپلنت و اتچمنت بر میزان گیر و طول عمر اتچمنت‌های اوردنچر مؤثر بوده به طوری که با افزایش زاویه انحراف تا ۱۵ درجه، گیر اوردنچر بیشتر شده اما میزان سایش و افت گیر آنها نیز بالاتر می‌رود.

کلید واژه ها: اوردنچر متکی بر ایمپلنت، انحراف ایمپلنت و اتچمنت، گیر، طول عمر

وصول مقاله: ۹۲/۱۰/۷ اصلاح نهایی: ۹۳/۷/۱۷ پذیرش مقاله: ۹۳/۷/۲۷

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر حمیرا انصاری لاری، استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، خیابان پاسداران-نیستان دهم پلاک ۴ تلفن:۲۲۵۶۴۵۷۱

پست الکترونیک: homeira2008@yahoo.com

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

مقدمه:

در طی ۲ دهه اخیر، اوردنچر متکی بر ایمپلنت، کیفیت زندگی بیماران کاملاً بی‌دندان را ارتقاء داده است . در مطالعات زیادی به مزایای این نوع پروتزها اشاره شده است که از آن جمله می‌توان به بهبود کیفیت ماضغه، افزایش رضایت بیماران و مقرون به صرفه بودن این نوع درمان اشاره کرد. [۱،۲]

از طرفی با انجام این نوع درمان، بیماران از مشکلات دنچرهای کامل معمولی از جمله کاهش گیر، ثبات و قدرت جویدن که با گذشت زمان رخ می‌دهد و تحلیل تدریجی استخوان فکین، رهایی پیدا می‌کنند. [۳،۴]

بسیاری از مطالعات ذکر می‌کنند که ایمپلنت‌ها در پروتزهای اوردنچر باید با هم موازی باشند تا از نشست کامل پروتز و درگیر شدن کامل اتچمنت‌ها مطمئن شده و از طرفی از سایش و خستگی آنها ممانعت بعمل آید. [۵-۷] علاوه بر این مطلوب است که ایمپلنت‌ها موازی مسیر نشست و برخاست و عمود بر پلن اکلوزال جایگذاری شوند تا اینکه نیروها تا حد امکان به صورت آگزیالی به ایمپلنت‌ها وارد شده و از حرکات خمشی جلوگیری بعمل آید.[۸] اما متأسفانه اغلب در ساخت اوردنچرها با ایمپلنت‌هایی مواجه هستیم که کمتر موازی بوده، به ویژه در مواقعی که جراحان از راهنمای جراحی استفاده نمی‌کنند. [۴]

در مطالعه‌ای میزان گیر ۴ سیستم ایمپلنت مورد آزمایش قرار گرفت و نتایج نشان داد در صورت توازی ایمپلنت، میزان گیر با وارد آمدن ۱۵ هزار بار نیروی سیکلیک، حداقل کاهش را دارد.[۹] با اینکه در مورد ظرفیت مقاومت در برابر نیروهای دور از نسج، مطالعات فراوانی شده است، امادر مورد تأثیر انحراف یا زاویه ایمپلنت بر میزان گیر پروتز، مطالعات محدودی انجام شده است. Mericske و همکاران میزان گیر اتچمنت های جنس طلا و تیتانیوم رادر سیستم ایمپلنت ITI با زاویه ۱۰، ۲۰، ۳۰ درجه نسبت به محور عمودی، با اتچمنت بال و با وارد آمدن نیروی کششی (نیروی دو ر از نسج) مورد مطالعه قرار دادند و نشان دادند که میزان گیر آنها متفاوت بوده و دارای گستره زیادی است.[۱۰]

این مطالعات علاوه بر سیستم اتچمنت بال با سیستم اتچمنت لوکیتور صورت گرفته و نشان داده شده است که با افزایش میزان نیروهای سیکلیک، میزان گیر کاهش پیدا می کند و هر قدر زاویه ایمپلنت بیشتر باشد این کاهش بیشتر است[۱۱]، با توجه به فراوانی بیشتر کاشت ایمپلنت با انحراف، به دلیل عدم استفاده از راهنمای جراحی و نظر به افزایش اقبال عمومی برای استفاده از پروتزهای متکی بر ایمپلنت، این تحقیق با هدف تاثیر انحراف۰ ، ۵ ،۱۰ و۱۵ درجه دیستو لبیالی ایمپلنت و اتچمنت در مقایسه با ایمپلنت و اتچمنت موازی بر میزان گیر و طول عمر اوردنچر متکی بر ایمپلنت به صورت مطالعه In vitro در بخش تخصصی پروتزهای دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه آزاد اسلامی و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران در سال ۹۱-۱۳۹۰ انجام گرفت.

مواد و روش ها:

این تحقیق با روش تجربی بر روی ۴۰ نمونه در۸ گروه متفاوت انجام پذیرفت.[۱۰-۱۲] طبق مطالعات انجام شده نمونه ها تهیه گردید.[۱۲] از یک مدل آموزشی فک پایین توسط آکریل صورتی سلف کیور Meliodent (Germany) دوبلیکیت تهیه شد. بطوریکه با این روش ۴ نمونه از ریج فک پایین با ابعاد و شکل یکسان تهیه شد. سپس بر روی یکی از نمونه‌های آکریلی با استفاده از روش‌های متداول دنچر فک پایین ساخته شد. سپس از دنچر ساخته شده توسط آکریل صورتی Meliodent self cure ساخت کشور آلمان دوبلیکیت تهیه شد بطوریکه ۴ عدد از دنچر فک پایین با شکل و اندازه یکسان ایجاد گردید.

۴ نوع نمونه ساخته شده عبارت بودند از:

نمونه ۱: کنترل (۰-۰)

نمونه ۲: (۵-۵) دیستو لبیالی

نمونه ۳: (۱۰-۱۰) دیستو لبیالی

نمونه ۴: (۱۵-۱۵) دیستو لبیالی

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

لازم به ذکراست که این ۴ نوع نمونه ساخته شده در ۲ حالت ترموسایکل شده و ترموسایکل نشده مورد مطالعه قرار گرفتند که در نتیجه ۸ گروه اصلی این تحقیق را تشکیل می‌دادند.

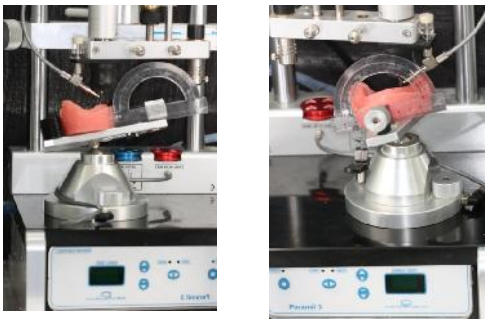
برای تهیه نمونه ۱ (۰-۰) کنترل، یک نمونه از ریج فک پایین که قبلا تهیه شده بود کاملاً مماس بر cast holder دستگاه Milling Machine NOVA ساخت کشور سوئیس قرار داده شد. cast holder در موقعیت zero (صفر درجه) تنظیم شد، طوری که کاملا مدل فک پایین موازی سطح افق بوده، سپس cast holder، ثابت و دو حفره به قطر ۶ میلی متر و به طول ۱۵ میلی متر و به فاصله ۲۰ میلی متر از هم و کاملاً عمود بر سطح افقی مدل فک پایین دریل گردید. سپس lab Analog (Implantium/ Dentium) ساخت کشور کره جنوبی با فاصله ۲۰ میلی متر از هم بطوریکه هر کدام فاصله مساوی ۱۰ میلی متری از میدلاین مدل فک پایین داشته باشند، داخل حفره تهیه شده قرار داده شد (این مقدار مشابه فاصله توصیه شده برای ایمپلنت‌ها در مندیبل بیمار، برای ساخت اوردنچر متکی بر ایمپلنت می‌باشد.) [۱۳-۱۵] در این حالت عمود بودن آنالوگ‌ها بر سطح فوقانی ریج فک پایین بوسیله میله آنالیز دستگاه سورویور تأیید و سپس توسط آکریل فوری در محل مورد نظر ثابت شدند بعد از سخت شدن آکریل locator abutment (Implantium/Dentium) به قطر ۴ میلی متر بر روی آنالوگ‌ها با torque ۲۰ نیوتن (پیشنهاد کارخانه سازنده) بسته شدند. سپس این مدل ریج فک پایین کاملاً چرب گردیده و دو housing (Implantium/Dentium) موازی هم بر روی لوکیتورها قرار گرفته سپس در سطح بافتی یک نمونه از دنچرهای ساخته شده دو حفره به فاصله ۲۰ میلی متر از هم برای قرار دادن housing ایجاد گردید سپس housingها روی locator قرار گرفته، مقداری اکریل سلف کیور Meliodent (Germany) در سطح خارجی housing و داخل حفره تهیه شده در سطح داخلی دنچر قرار گرفت و سپس دنچر روی مدل فک پایین نشانده شد.

البته از قبل برای تهیه مسیر آکریل اضافی چند سوراخ در فلنج لینگوال قدامی دنچر ایجاد گردید سپس بعد از اینکه آکریل کاملا set شد دنچر از روی مدل برداشته و اضافه‌های اکریل در سطح خارجی دنچر روی بوردرها توسط فرز آکریل بر، حذف شده و سپس نمونه‌ها پالیش شدند.

برای تهیه نمونه‌های ۲ (۵-۵) دیستولبیالی، Cast holder توسط گونیومتر در ۲ جهت تیلت ۵ درجه داده شد. به این معنی که در ابتدا cast holder در جهت قدامی خلفی (پلن فرونتال) ۵ درجه تیلت داده شد و سپس در جهت مزیودیستالی (پلن ساژیتال) هم ۵ درجه تیلت داده شد، سپس مدل فک پایین طوری بر روی cast holder قرار گرفت که ۵ درجه به سمت دیستولبیال انحراف داشته باشد. آنالوگ‌ها به فاصله ۲۰ میلی متری از هم (۱۰ میلی متر از میدلاین) و بطور موازی با یکدیگر و بصورت عمود بر افق بوسیله میله آنالیزور دستگاه سورویور قرار داده و سپس در همین موقعیت توسط آکریل فوری ثابت شدند. سپس لوکیتورها بر روی آنالوگ‌ها بسته شدند. (housingها در راستای محور طولی، آنالوگ‌ها بر روی locatorها قرار داده شدند و سپس در حفره دریل شده در سطح داخلی دنچر توسط آکریل فوری ثابت شدند).

برای تهیه نمونه‌های۳ (۱۰-۱۰) دیستولبیالی، مراحل مانند نمونه۲صورت گرفت با این تفاوت که به cast holder تیلت ۱۰ درجه داده شد.

برای تهیه نمونه۴ (۱۵-۱۵) دیستولبیالی: مراحل مانند نمونه۲انجام شد با این تفاوت که به **cast holder** تیلت ۱۵ درجه داده شد. (شکل ۱)



شکل۱- آماده سازی جایگاه ایمپلنت در زاویه ۱۵ درجه دیستولبیالی

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

پس از اتمام آماده سازی، از آنجایی که دراین مطالعه ایمپلنت‌ها با حداکثر ۳۰ درجه انحراف نسبت به هم قرار گرفته بودند، در تمام نمونه‌ها اتچمنت سیاه رنگ (لابراتواری) داخل Housing توسط KeratorNewYork (Dentium) با اتچمنت قرمزرنگ (Extended range) که قابلیت تصحیح زاویه تا ۴۰ درجه را داشت، تعویض شدند.

سپس همه نمونه‌ها با اسپری بزاق مصنوعی(bioxtra) ساخت کارخانه BioxHealth care (بلژیک) مرطوب شدند. (در کل زمان اجرای آزمایش نمونه‌ها بوسیله این اسپری مرطوب نگه داشته شدند). در مرحله بعد برای سنجش میزان گیر توسط دستگاه و بلند کردن دنچر از روی مدل ساخته شده، ۲ قلاب از جنس سیم ارتودنسی ۰/۹ میلیمتر ساخته شده و به وسیله آکریل Self-cure Meliodent (Germany) در فلنج لینگوال مجاور ناحیه کانین- پره مولر اول ثابت شدند.

سپس این قلاب‌ها توسط یک تکه نخ ابریشمی به طول ۱۲ سانتیمتر به هم وصل شدند. برای سنجش میزان گیر نمونه‌ها روی میزک دستگاه Universal Testing Machine (Santem, stm20) ساخت کشور کره جنوبی ثابت شده، به طوری که نخ ابریشمی داخل گیره دستگاه قرار گرفت و میزان حداقل نیروی عمودی لازم برای جدا کردن دنچر از روی مدل برای هر نمونه با سرعت ۵۰ میلی متر در دقیقه اندازه‌گیری شد و بعنوان گیر اولیه ثبت گردید.

در هر گروه به میزان ۵۰۰ بار دنچر از روی مدل برداشته و گذاشته شد. برای شبیه سازی بیشتر به شرایط واقعی بین هر بار گذاشتن و برداشتن ۱۰ ثانیه فرصت برای بازگشت O-ring های پلاستیکی به حالت اولیه خود Recovery elastic داده شده و مجدداً میزان گیر اندازه‌گیری شد. دلیل ۱۰ ثانیه وقفه زمانی آن است که چنانچه گذاشتن و برداشتن نمونه‌ها و در نتیجه استرس وارد بر لاستیک‌های اتچمنت‌ها مداوم باشد، لاستیک‌ها زودتر از واقعیت به حد استرین خود می‌رسند و احتمال تخریب (سایش یا پارگی) زودرس آنها وجود خواهد داشت.[۱۱] گذاشتن و برداشتن دنچر از روی مدل فک پایین در هر گروه تا ۳۰۰۰ سیکل ادامه داشت که معادل ۷۵۰ روز به عبارتی بیش از ۲ سال استفاده از دنچر توسط بیمار می‌باشد.[۱۰] زیرا هر بیمار بطور معمول در هر شبانه روز ۴ بار دنچر را از دهان خود خارج می‌سازد و دوباره قرار می‌دهد (در صبح قرار می‌دهد بعد از صبحانه، نهار و شام بر می‌دارد و سپس قرار می‌دهد و شب قبل از خواب هم از دهان خود خارج می‌سازد.)

در این تحقیق همچنین اثرات تغییرات دما بروی ایمپلنت‌ها و اتچمنت‌ها نیز بررسی شد. به طوری که نیمی از نمونه‌ها در دستگاه Thermocycle (DORSA) ساخت کشور ایران قرار گرفتند. به عبارتی هر نمونه در هر مرتبه ۲۰ ثانیه در آب سرد ۵ درجه (مشابه نوشیدن آب خنک توسط بیمار) و سپس ۲۰ ثانیه خارج از آب و در دمای اتاق و سپس مجددا ۲۰ ثانیه در اب گرم ۵۵ درجه مشابه نوشیدن چای و مایعات داغ توسط بیمار) قرار گرفتند. این عمل ۳۳۳ بار برای هر نمونه انجام گرفت و مجددا گیر نمونه‌های مرطوب شده با بزاق مصنوعی اندازه‌گیری شد. از آنجاییکه هر ۱۰۰۰ سیکل ترموسایکل معادل ۱ سال استفاده کلینیکی بیمار از دنچر خود می‌باشد.[۱۶،۱۷] این کار تا ۲۰۰۰ سیکل که معادل ۲ سال استفاده از دنچر توسط بیمار می‌باشد ادامه یافت. به این معنی که بعد از هر ۵۰۰ بار گذاشتن و برداشتن دستی دنچر از روی مدل و ۳۳۳ بار ترموسایکل کردن نمونه‌ها، میزان نیروی گیر لازم برای جدا کردن دنچر از روی مدل‌ها اندازه‌گیری شد.

برای هر گروه ۵ بار این آزمایش تکرار شد یعنی جزء پلاستیکی گیر برای هر گروه بعد از ۳۰۰۰ بار گذاشت و برداشت و ۲۰۰۰ بار ترموسایکل کردن تعویض و آزمایش مجددا تکرار شد و سپس بررسی گردید که در مورد هر کدام از گروهها پس از هر ۵۰۰ بار گذاشت و برداشت و ۳۳۳ بار ترموسایکل انجام دادن گیر آنها به چه میزان از گیر اولیه رسیده و چند درصد کاهش گیر نسبت به گیر اولیه دارد [۱۰،۱۱،۱۶] و در انتها طول عمر و ماندگاری اتچمنتها به این معنی که حداقل میزان ۱۵ نیوتن نیروی گیر ایجاد کند ارزیابی شد.[۱۷] سپس یافته‌ها جمع آوری گردیده و بوسیله آنالیز آماری Repeated Measure ANOVA و Tukey HSD test مورد بررسی قرار گرفتند.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

یافته ها:

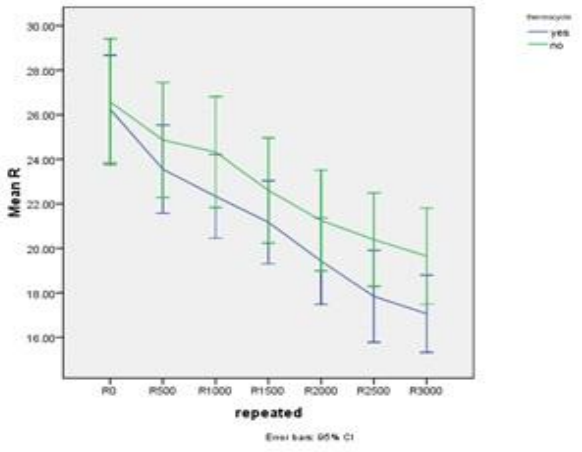
این تحقیق به صورت **Invitro** بر روی ۴۰ نمونه که در ۸ گروه مجزا تقسیم بندی شده بودند انجام گرفت. کل میزان نیروهای گیر اندازه‌گیری شده بر اساس راستای ایمپلنت و اینکه آیا ترموسایکل شده‌اند یا خیر در ۲ جدول اصلی نشان داده شده است.

ارزیابی نتایج نشان داد که بیشترین میزان گیر اولیه در نمونه‌های ترموسایکل نشده مربوط به گروه با انحراف ۵ درجه (۱/۵۱±۳۶/۴ نیوتن) بود و در نمونه‌های ترموسایکل شده مربوط به گروه با انحراف ۱۵ درجه (۱/۱۱±۳۰/۷ نیوتن) بود و کمترین میزان گیر اولیه در هر دو حالت ترموسایکل شده و نشده مربوط به گروه با انحراف ۱۰ درجه (۰/۹۲±۱۷/۱۸ نیوتن) بود. نتایج آزمون Repeated measure ANOVA و Tukey نشان داد. که بین زوایای ۵ و ۱۵ درجه اختلاف معناداری وجود ندارد ولی میانگین در این زوایا نسبت به زاویه ۱۰ درجه و صفر درجه (گروه کنترل) به صورت معناداری بیشتر است ($P<۰/۰۰۱$).

در مورد میزان افت گیر بیشترین درصد کاهش گیر پس از سیکل گذاشت و برداشت در نمونه‌های ترموسایکل شده مربوط به گروه با انحراف ۵ درجه با ۳۷/۶۸٪ کاهش گیر نسبت به گیر اولیه و در نمونه‌های ترموسایکل نشده مربوط به گروه با انحراف ۱۵ درجه با ۳۰/۱۷٪ کاهش گیر بوده است. کمترین درصد کاهش گیر نسبت به گیر اولیه مربوط به گروه صفر درجه با ۲۵/۰۹٪ کاهش می‌باشد. علاوه بر این، آزمون **ANOVA** نشان داد که بین تمام نمونه هایی که ترموسایکل شده اند در مقایسه با آنهایی که ترموسایکل نشده اند میانگین گیر پایین تر بود ولی این اختلاف از لحاظ آماری معنادار نبود. ($P<۰/۲۵$)

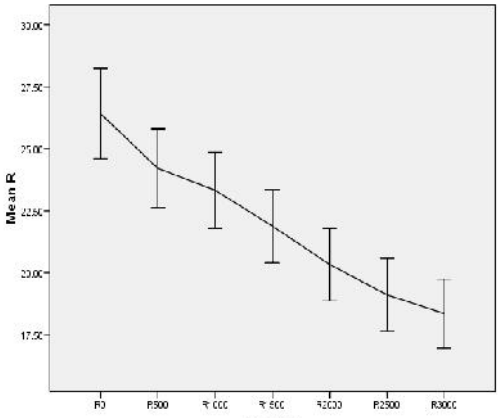
همینطور بعد از تحلیل داده ها، توسط آزمون Repeatd measure ANOVA نشان داده است که به طور کلی در تمام نمونه ها جدا از اینکه چه راستا و زاویه ای دارند و اینکه ترموسایکل شده اند یا خیر، اثر زمان در کاهش گیر معنادار است. به این معنی که با گذشت زمان (انجامن سیکل های گذاشت و برداشت) میانگین نیروی گیر اتچمنت به صورت معناداری کاهش می یابد.($P<۰/۰۰۱$)

در مورد طول عمر، نتایج نشان داد که در دسته نمونه هایی که ترموسایکل نشده بودند، فقط در گروه ۱۰ درجه نمونه هایی وجود داشت که طول عمر خود را از دست دادند که تعداد آنها به ۵ نمونه رسید.



نمودار۱- میانگین گیر نمونه های ترموسایکل شده و نشده در مقاطع مختلف سیکل های گذاشت و برداشت

اما در دسته نمونه هایی که ترموسایکل شده بودند در گروه ۱۰ درجه و گروه صفر درجه (کنترل) نمونه هایی وجود داشت که طول عمر خود را از دست دادند که تعداد آنها به ۹ نمونه می رسید.



نمودار۲- میانگین گیر نمونه ها در طی سیکل های گذاشت و برداشت

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

جدول ۱- میانگین گیر نمونه‌های ترموسایکل نشده بر حسب دفعات گذاشت و برداشت به تفکیک زوایا

زوایا / میزان گیر	۱		۵۰۰		۱۰۰۰		۱۵۰۰		۲۰۰۰		۲۵۰۰		۳۰۰۰	
	میزان گیر	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش
۰	۲۰/۹۶ ± ۰/۸۶	۲۰/۴۲ ± ۱/۰۳	۲/۵۷	۲۰/۸۶ ± ۴/۷۹	۰/۴۷	۱۸/۱۶ ± ۰/۸۶	۱۳/۳۵	۱۶/۸۲ ± ۰/۸۳	۱۹/۷۵	۱۶/۴۶ ± ۰/۳۶	۲۱/۴۶	۱۵/۷ ± ۰/۵۱	۲۵/۰۹
۵	۳۶/۴ ± ۱/۵۱	۳۳/۹۲ ± ۰/۶۲	۶/۸۱	۳۲/۱۸ ± ۱/۵۵	۱۱/۵۹	۳۱/۰۶ ± ۲/۱۲	۱۴/۶۷	۲۹/۴۶ ± ۲/۱۱	۱۹/۰۶	۲۸/۱۲ ± ۱/۶۶	۲۲/۷۴	۲۶/۴۴ ± ۲/۸۲	۲۷/۳۶
۱۰	۱۷/۱۸ ± ۰/۹۲	۱۶/۰۲ ± ۰/۹۶	۶/۷۵	۱۵/۶۶ ± ۰/۸۰	۸/۸۴	۱۵/۰۴ ± ۰/۹۳	۱۲/۴۵	۱۳/۶۸ ± ۱/۱۵	۲۰/۳۷	۱۲/۷۴ ± ۱/۱۳	۲۵/۸۴	۱۲/۳۸ ± ۱/۰۳	۲۷/۹۳
۱۵	۳۳/۶ ± ۲/۰۵	۳۰/۶۴ ± ۱/۶۷	۸/۸۰	۲۹/۳ ± ۱/۶۳	۱۲/۷۹	۲۷/۳۴ ± ۱/۳۱	۱۸/۶۳	۲۵/۷۸ ± ۱/۱۴	۲۳/۲۷	۲۴/۲۶ ± ۱/۷۸	۲۷/۷۹	۲۳/۴۶ ± ۱/۷۸	۳۰/۱۷

جدول ۲- میانگین گیر نمونه‌های ترموسایکل شده بر حسب دفعات گذاشت و برداشت به تفکیک زوایا

زوایا / میزان گیر	۱		۵۰۰		۱۰۰۰		۱۵۰۰		۲۰۰۰		۲۵۰۰		۳۰۰۰	
	میزان گیر	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش	میزان گیر	درصد کاهش
۰	۲۱ ± ۱/۹	۲۰/۰۲ ± ۲/۰۳	۴/۶۶	۱۹/۸۴ ± ۱/۸۶	۵/۵۲	۱۸/۲۶ ± ۲/۱۸	۱۳/۰۴	۱۴/۹۲ ± ۰/۸۴	۲۸/۹۵	۱۴/۶۲ ± ۱/۱۹	۳۰/۳۸	۱۳/۹۶ ± ۱/۲	۳۳/۵۲
۵	۲۹/۴ ± ۱/۲	25.3 ± 2	۱۳/۹۴	۲۴/۱۶ ± ۲/۰۷	۱۷/۸۲	۲۳/۲۸ ± ۰/۹۶	۲۰/۸۱	۲۰/۳۶ ± ۲/۳۲	۳۰/۷۴	۱۹/۴۲ ± ۲/۵۴	۳۳/۹۴	۱۸/۳۲ ± ۱/۸۲	۳۷/۶۸
۱۰	۱۹/۷۲ ± ۲/۳۲	17.48 ± .93	۱۱/۳۵	۱۶/۷۲ ± ۱/۲۳	۱۵/۲۱	۱۴/۹ ± ۱/۴۲	۱۹/۹۷	۱۴/۷ ± ۱/۱۹	۲۵/۴۵	۱۳/۹۶ ± ۱/۴۷	۲۹/۲۰	۱۳/۲۶ ± ۱/۹۶	۳۲/۷۵
۱۵	۳۰/۷ ± ۱/۱۱	27.4 ± 1.09	۱۰/۷۴	۲۶/۰۸ ± ۱/۲۸	۱۵/۰۴	۲۵/۰۸ ± ۱/۳۴	۱۸/۳۰	۲۴/۰۴ ± ۱/۱۴	۲۱/۶۹	۲۲/۹۴ ± ۱/۲۷	۲۵/۲۷	۲۰/۷۸ ± ۱/۳۵	۳۲/۳۱

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

بحث

در این تحقیق به مقایسه تأثیر ۴ زاویه مختلف ایمپلنت و اتچمنت بر میزان گیر و طول عمر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت به صورت آزمایشگاهی پرداخته شده است. نتایج پس از اینکه نمونه‌ها توسط دستگاه UTM تحت نیروی ۲۰ نیوتن و با سرعت ۵۰ میلی متر در دقیقه از روی مدل جدا شدند، جمع آوری گردید. نمونه‌ها با زاویه ۰، ۵، ۱۰، ۱۵ درجه با راستای دیستولبیالی تحت ۳۰۰۰ سیکل گذاشت و برداشت که معادل بیش از ۲ سال استفاده کلینیکی بیمار از اوردنچر خود می‌باشد، قرار گرفتند.

بالاترین میزان گیر در نمونه‌های ترموسایکل نشده مربوط به زاویه ۵ درجه و در نمونه‌های ترموسایکل شده مربوط به زاویه ۱۵ درجه بود. بیشترین میزان افت گیر هم در نمونه‌های ترموسایکل نشده مربوط به زاویه ۱۵ درجه بود. از طرفی همانطور که ذکر شد کمترین میزان گیر مربوط به گروه ۱۰ درجه بود.

Ortegon و همکارانش در سال ۲۰۰۹ مطالعه‌ای انجام دادند که در آن تأثیر ۵ زاویه دیستالی (۰-۰) (۰-۱۰) (۰-۱۵) (۱۵-۱۵) را در ایمپلنت و اتچمنت‌ها بر میزان گیر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت به صورت آزمایشگاهی مقایسه کردند.[۱۸] نمونه‌ها ۳۵۰۰ مرتبه توسط دستگاه UTM تحت نیروی سایکلیک قرار گرفتند. نتایج نشان داد که بیشترین میزان گیر مربوط به گروه (۰-۰) با (۲۱/۳ نیوتن) و کمترین میزان گیر مربوط به گروه (۱۵-۱۵) با (۱۷/۳ نیوتن) بود. علت این اختلاف می‌تواند به خاطر جهت ایمپلنت‌ها باشد. در این مطالعه ایمپلنت‌ها فقط در یک جهت و به صورت دیستالی گذاشته شده بودند در حالیکه در مطالعه ما ایمپلنت‌ها در ۲ جهت، هم لبیالی و هم دیستالی قرار داشتند که این اختلاف در محورهای انحراف می‌تواند در میزان گیر در زوایای مختلف مؤثر باشد. از طرفی نوع اتچمنت بکار رفته در تحقیق ایشان Patrix (Astra-tech), (PreciClix, Preat Crop) بود در حالیکه در مطالعه ما از Locator استفاده شده بود. که این امر باعث می‌شود حداکثر نیروهای گیر اندازه‌گیری شده در مطالعه ما بالاتر از مطالعه آنها باشد. علاوه بر این در مطالعه ما از بزاق مصنوعی برای ایجاد شرایط مشابه با شرایط دهان استفاده شد در حالیکه در آن مطالعه این طور نبود بنابراین حذف بزاق که خاصیت لغزندگی داشته می‌تواند روی میزان گیر اندازه‌گیری شده و سرعت سایش اتچمنت‌ها تأثیرگذار باشد.

در مطالعه‌ای دیگر در سال ۲۰۱۱ تأثیر چهار زاویه ۰، ۱۵، ۳۰، ۴۵ درجه را روی ۴ سیستم متفاوت اتچمنت: ۱- Locator، ۲- Ball-abutment، ۳- Flat-type magnetic attachment، ۴- Self-adjusting magnetic attachment مورد مطالعه قرار دادند[۲۰] نمونه‌ها به دستگاه Universal testing machine متصل شدند. هر اتچمنت در هر زاویه ۱۰ مرتبه مورد آزمایش قرار گرفت. سرعت کشش دستگاه ۱ میلی متر بر ثانیه تنظیم شده بود. نتایج نشان داد که در اتچمنت Locator تا زاویه ۱۵ درجه میزان گیر افزایش یافته (۱۴/۶۷N) ولی در زوایای ۳۰ و ۴۵ درجه میزان گیر کاهش یافت در بقیه اتچمنت‌ها هم با افزایش زاویه انحراف نیروی گیر سیر نزولی داشت، که این یافته با یافته مطالعه ما همخوانی دارد.

مطالعه دیگر توسط Al-Ghafli و همکارانش به صورت آزمایشگاهی انجام شد که در آن اثر انحراف ۰، ۵، ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درجه مزیالی ایمپلنت در میزان گیر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت بررسی گردید. [۱۵] او انحراف ایمپلنت‌ها را در سرعت کاهش گیر مؤثر یافت. او ذکر کرد که افزایش زاویه انحراف ایمپلنت تا یک اندازه مشخص می‌تواند باعث افزایش گیر شود و بیشتر از آن موجب کاهش گیر می‌شود. در آن مطالعه گروه‌های با انحراف ۵ و ۱۰ درجه بیشترین میزان گیر اولیه را داشتند. گستردگی میزان گیر اولیه بین ۸۰ تا ۱۴۰ نیوتن بود. او معیار طول عمر اتچمنت را ۲۰ نیوتن قرار داد و نشان داد که گروه‌های ۰ و ۵ درجه مزیالی دیرتر از سایرین نیاز به تعویض اتچمنت پیدا می‌کنند (معادل چهار تا پنج سال استفاده کلینیکی) بنابراین اوردنچرها با این زوایا از طول عمر بیشتری برخوردار هستند و گروه با انحراف ۲۰ درجه سریع‌تر (پس از یک سال و یا ۶ ماه) نیاز به تعویض اتچمنت‌ها پیدا می‌کند و

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

این گروه دارای طول عمر کمتری است. در تحقیق حاضر علت کاهش گیر در ایمپلنتهای ۱۰ درجه میتواند به دلیل مسیر جدا کردن پروتز از روی مدل، توسط دستگاه UTM باشد.احتمالا جهت نیروهای بلندکننده دستگاه به زاویه ۱۰ درجه ایمپلنتها نزدیکترین بوده واین امرباعث کاهش درگیر شدن اتچمنت و میزان گیر شده است. در تحقیق ما جهت مشابه سازی با شرایط دهان بیمار، سیکل گذاشت و برداشت به طریق دستی انجام شد و فاصله ۱۰ ثانیه فرصت، جهت انباشته شدن استرس در اتچمنت‌های پلاستیکی در هر سیکل گذاشت و برداشت لحاظ شد. در حالیکه در مطالعه Al-Ghafli و همکاران سیکل‌ها با فرکانس ۱۰ سیکل در دقیقه و بی‌وقفه انجام شدند،که معمولاً چنین شرایطی در حالت طبیعی رخ نمی‌دهد زیرا بیماران اوردنچر خود را ۳ الی ۴ بار در روز از دهان خود خارج می‌کنند، این سرعت موجب افزایش استرس در اتچمنت‌ها شده و سرعت ریکاوری را از آنها گرفته و این تجمع استرس می‌تواند موجب افزایش نیروی گیر شده باشد.[۱۵]

در مطالعه اتش رزم و همکارانش در سال ۲۰۱۲ تاثیر پنج زاویه لبیالی (۰-۰)، (۰-۵)، (۰-۱۰)و (۱۰-۱۰) اتچمنت بر میزان گیر وطول عمر اوردنچرهای متکی بر ایمپلنت بصورت ازمایشگاهی ارزیابی شدند. نتایج بررسی آنها نشان داد که بیشترین میزان گیر مربوط به گروه (۵-۵) بود، وافزایش انحراف لبیالی نمونه ها باعث افزایش معنی داری در میزان گیر اولیه شد.[۱۲] این یافته در بعضی موارد با مطالعه حاضر همخوانی دارد. در آن مطالعه از اتچمنت دنتیوم با قطر ۱/۸ میلی متر استفاده شده بود ونمونه ها بصورت بلوکهای اکریلی طراحی شده بودند و از طرفی انحراف دیستالی نیز ارزیابی نشده بود و میانگین گیر کمتری در مقایسه با مطالعه حاضر نشان داد. در مطالعه حاضر نیمی از نمونه ها تحت سیکل حرارتی قرار گرفتند و همچنین جهت تشابه بیشتر با واقعیت، نمونه‌ها بصورت مدلهای بی دندانی مشابه فک پایین تهیه گردید که می‌تواند نتایج را به واقعیت نزدیکتر کند.

در مورد طول عمر، به طور کلی میزان نیروی گیری که توسط سیستم اتچمنت ایجاد می‌شود باید به اندازه‌ای باشد که از جابجایی اوردنچر ممانعت کند.[۱۵] متأسفانه یک توصیف دقیق و روشن از سطح قابل قبول گیر برای اتچمنت در اوردنچر هنوز معرفی نشده است. به طور مثال دامنه متفاوتی از میزان گیر قابل قبول (از ۱ تا ۸۵ نیوتن) برای سیستم‌های اتچمنت متفاوت در اوردنچرهای مندیبل معرفی شده است.[۲۰،۲۱] Caldwell روی ماهیت چسبنده غذا مطالعه کرد و محاسبه کرد که در پروتز متحرک مندیبل با انتهای آزاد هنگامی که از رژیم غذایی چسبنده و تافی مانند استفاده شود حداقل به میزان ۲۰-۱۵ نیوتن نیروی نگهدارنده نیاز است که از سطح ریج جدا نشود و هنگامی که از رژیم غذای نرمال و غیرچسبنده استفاده می‌شود این مقدار به ۱۰ نیوتن می‌رسد. بنابراین نتیجه گرفت که یک سیستم اتچمنت برای اینکه از جابجایی دنچر ممانعت بعمل آورد باید دامنه نیروی معادل ۱۰ تا ۲۰ نیوتن را تأمین کند.[۱۷] بنابراین ما در مطالعه حاضر میانگین این دامنه یعنی ۱۵ نیوتن را به عنوان معیار کارایی داشتن و طول عمر اتچمنت قرار دادیم. با توجه به توضیحات اخیر، در مطالعه ما تحلیل آماری یافته ها نشان داد که در مورد طول عمر، در دسته نمونه هایی که ترموسایکل نشده بودند، فقط در گروه ۱۰ درجه نمونه هایی وجود داشت که طول عمر خود را از دست دادند که تعداد آنها به ۵ نمونه می رسید. اما در دسته نمونه هایی که ترموسایکل شده بودند در گروه ۱۰ درجه و گروه صفر درجه (کنترل) نمونه هایی وجود داشت که طول عمر خود را از دست دادند که تعداد آنها به ۹ نمونه می رسید. همچنین آنالیز آماری داده‌ها نشان داد که نمونه‌هایی که تحت سیکل‌های حرارتی (ترموسایکل) قرار گرفته‌اند، جدا از اینکه با چه زاویه‌ای قرار گرفته اند، میزان افت گیر بیشتری در مقایسه با نمونه‌هایی که تحت سیکل‌های حرارتی قرار نگرفته‌اند را نشان می‌دهند. این یافته‌ها می‌تواند نشان‌گر این مطالب باشد که سیکل‌های حرارتی نه تنها باعث افزایش افت گیر می‌شوند بلکه باعث می‌شوند نمونه‌های بیشتری ماندگاری خود را از دست داده و نیاز به تعویض اتچمنت را بیشتر می‌کند.

همانطور که گفته شد Al-Ghafli ۲۰ نیوتن را معیار ماندگاری اتچمنت قرار داد و سیکل‌های گذاشت و برداشت را

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

آنقدر ادامه داد که نیروی گیر اتچمنت به این حد برسد [۱۵]، با توجه به اینکه او سایر شرایط دهان مثل تغییرات حرارتی، رطوبت دهان و... را لحاظ نکرده بود، اتچمنت‌ها از طول عمر بالاتری نسبت به آنچه در اغلب موارد کلینیکی دیده می‌شود برخوردار بودند. در حالیکه در مطالعه ما ۱۵ نیوتن معیار ماندگاری اتچمنت بوده و تغییرات حرارتی روی نیمی از نمونه‌ها اعمال شده که باعث می‌شود نتایج ما به واقعیت نزدیک‌تر باشد. در مطالعه ما نیز مانند مطالعه ایشان نشان داده شد که افزایش زاویه انحراف ایمپلنت (تا ۱۵ درجه) می‌تواند باعث افزایش گیر اولیه شود اما از طرفی این افزایش زاویه می‌تواند سایش اتچمنت را در طی سیکل‌های بارگذاری تسهیل کرده و نیاز برای تعویض اتچمنت را بیشتر کند.[۱۵]

مطالعات قبلی میزان نیروی اتچمنت‌های اوردنچر را در سرعت‌های متفاوتی که باعث جدا شدن نمونه‌ها می‌شد بررسی کردند (دامنه ۰/۵ میلی متر تا ۹۰ سانتی‌متر بر دقیقه). بعضی از محققین سرعت ۵۰ میلی متر بر دقیقه را مورد تأیید قرار داده بودند زیرا این سرعت شباهت بیشتری به واقعیت دارد یعنی زمانی که بیمار دنچر را از دهان خود خارج می‌کند.[۲۳،۲۴] از طرفی بعضی دیگر سرعت ۱۲۰ میلی متر بر دقیقه را پیشنهاد می‌کنند.[۲۰،۲۴] Rutkunas و همکارانش در یک مطالعه Pilot نشان دادند که هر چه سرعت جدا کردن بالاتر باشد میزان نیروی گیر تولید شده کمتر خواهد بود. [۲۴]

در مطالعه دیگری Fromentin و همکارانش طی مطالعه‌ای میزان گیر اولیه و ثانویه پس از ۲۱۰۰ سیکل گذاشت و برداشت (معادل ۱/۵ سال) در اوردنچرهای متکی بر دو ایمپلنت موازی که عمود بر پلن اکلوزال بودند را به کمک دو دستگاه تست کشش بررسی کردند. [۱۳] دستگاه‌ها عبارت بودند از: ۱- Instron (استاندارد)، ۲- IMADA که بیست بار سبک‌تر از نوع استاندارد و قابل حمل در لابراتوار و کلینیک بود. این تحقیق با مطالعه ما از جهاتی قابل مقایسه بود از جمله آنکه در هر دو مطالعه، سیکل گذاشت و برداشت به طریق دستی انجام می‌شد، که مشابه سازی دقیقی با شرایط طبیعی بود و نیز در شرایط مرطوب (کاربرد بزاق مصنوعی) و با فرکانس ۱۰ ثانیه بین هر سیکل صورت گرفت که به این طریق از تجمع استرس در بخش پلاستیکی اتچمنت جلوگیری می‌نمود. بسیاری از محققین روی تأثیر کوتاه مدت و بلندمدت فانکشن (نیروی سیکلیک) روی تغییرات گیر اتچمنت تحقیقاتی انجام دادند و به طور کلی نشان داده شد که اغلب سیستم‌های اتچمنت یک الگوی تکرارپذیر کاهشی را نشان می‌دهند. [۲۵] به طور مثال در مطالعاتی که در مورد Ball-attachment انجام شد، سیکل‌های گذاشت و برداشت باعث کاهش تدریجی و مداوم گیر در پروتز شد به طوری که یک کاهش گیر نهایی بعد از ۵۰۰ سیکل دیده شد و سپس این کاهش به میزان ۸۰ درصد گیر اولیه در سیکل ۲۰۰۰ رسید.[۲۳،۲۶] در مطالعاتی هم که روی لوکیتور انجام شده بود ، Rutkunas نشان دادند که در طی ۱۵۰۰۰ سیکل، الگوی کاهش گیر در لوکیتور نوسان دارد. [۲۷] همینطور در مطالعه‌ای که Abi Nader و همکارانش انجام دادند، نشان داده شد که بعد از ۵۵۰۰ سیکل میزان گیر لوکیتور به ۴۰ درصد میزان گیر اولیه رسید و منحنی کاهش گیر در آنها به صورت غیرخطی بود.[۲۷] در مطالعه ما هم نتایج نشان داد که با گذشت زمان و انجام سیکل‌های گذاشت و برداشت الگوی کلی، کاهشی بود و این کاهش گیر با گذشت زمان معنادار بود ولی در بعضی مقاطع نوسانات گیر مشهود بود.

نتیجه گیری

با در نظر گرفتن محدودیت‌های این مطالعه، این تحقیق نشان داد که انحراف ایمپلنت و اتچمنت بر میزان گیر و طول عمر اتچمنت اوردنچر مؤثر بوده به طوری که با افزایش زاویه انحراف تا ۱۵ درجه، گیر اوردنچر بیشتر شده اما میزان سایش و افت گیر آنها نیز بالاتر می‌رود. از طرفی اعمال تغییرات حرارتی روی میزان گیر اتچمنت‌ها، اثر کاهشی دارد. در نهایت با توجه به کاهش کم و یکنواخت گیر در ایمپلنت و اتچمنت‌های موازی، توصیه می‌شود که همکاران جراح اعم از جراحان فک و صورت و پریودونتیست‌ها، هنگام جراحی، ایمپلنت‌ها را با حداقل انحراف جاگذاری نمایند.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]

References:

1- Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W,etal. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions: J Dent Res 2000; 79(7): 1519-24.

2- Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. Int J Prosthodont 2002; 15(6): 57-581.

3- DudicA ,Merickse –Stern R . Retention mechanisms and prosthetic complications of implant supported mandibular over dentures : long –term results. Clin Implant Dent Relat Res 2002;4(4):212-9

4- Zarb GA, Bolender CL , Eckert SE ,et al: Prosthodontic Treatment for edentulous patients complete Dentures and implant supported prostheses. 2004, 12 th edition:271-293.

5- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR.The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J OralMaxillofac Implants 1986; 1(1): 11-25.

6- Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA.Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures. Part I: retention, stability and tissue response. J Prosthet Dent1995; 73(4): 354-63.

7- Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U .A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 1988;3(2):129-34.

8- Straumann ITI: Techno Info, Straumann, Weldenburg, Switzerland, 1997.

9- Tallgren A: The continuing reduction residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972;27(2):120-32.

10- Mericske-Stern R: Forces on implants supporting overdentures: a preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8(3): 254-63.

11- Federick DR1, Caputo AA. Effect of overdenture retention design and implant orientation on load transfer characteristic. J Prosthet Dent1996;76(6):624-32

12- AtashrazmP,AnsariH,KhorsandM,FatemiM,sadegh pourShahabM,AzarmehS.The influence of inclined implants and attachments on the reyyention and longevity of implant-retained overdentures:An in vitro study.J. Dent .Shiraz.univ. med.scien,2012;13(3):90-96

13- Fromentin O, Lassauzay C, Abi Nader S, Feine J, de Albuquerque Junior RF. Testing the retention of attachments for implant overdentures validation of an original force measurement system. J Oral Rehabil 2010;37(1):54-62

14- Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. Int J Prosthodont 2006;19(5):507-12.

15- Al-Ghafli SA, Michalakis KX, Hirayama H, Kang K. The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. J Prosthet Dent 2009;102(3):140-7.

16- J. de Oliveiraa, G. Aielloa, B. Mendesa, V. Urbanb, N. Campanhab, J HabibJorgeb,*. Effect of Storage in Water and Thermocycling on Hardness and Roughness of Resin Materials for Temporary Restorations. Journal of Materials Research. 2010; 13(3): 355-359

17- CALDWELL RC. Adhesion of foods to teeth. J Dent Res1962; 41: 821-32

18- Ortegón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdikis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. J Prosthet Dent 2009;101(4):231-8

19- Yang TC, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. Clin Oral Implants Res2011;22(11):1315-9

20- Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. J Prosthet Dent 1998;80(3):323-9.

21- Alsabeeha N, Atieh M, Swain MV, Payne AG.Attachment systems for mandibular single-implant overdentures: an in vitro retention force investigation on different designs. Int J Prosthodont 2010;23(2):160-6.

22- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ Jr.Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont. 2004;13(4):221-6.

23- Petropoulos VC1, Smith W. Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17(4):526-35

24- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. J Oral Rehabil 2007;34(1):41-51.

25- Walton JN, Ruse ND. In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. J Prosthet Dent 1995;74(5):482-6.

26- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H.Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. Stomatologija 2005;7 (4): 115–120.

27- Abi Nader S, de Souza RF, Fortin D, De Koninck L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF.Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. J Oral Rehabil 2011;38(3):157-64.

[Downloaded from jrds.ir on 2026-11-14]

[DOR: 20.1001.1.20084676.1393.11.4.2.8]