

Factors Associated with the Loosening of the Implant Abutment Screw: A Literature Review

Shayan Ghasemi¹ 
Mohammad Javad Askari² 

1. **Corresponding Author:** Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, Dental Implants Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Email: shayan7495@gmail.com

2. Postgraduate Student, Department of Prosthodontics, Dental Implants Research Center, Dental Research Institute, School of Dentistry, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

Abstract

Introduction: The internal screw connects the implant to the abutment and is essential for supporting the abutment and loading the prosthesis. The stability of this screw is supposed to determine the stability of the implant. If frequent loosening occurs and adequate management is not provided, it may affect the success of the treatment and patient satisfaction, which can ultimately result in a screw fracture or even implant failure. Having a clear understanding of the causes and factors that contribute to screw-loosening can help clinicians make better decisions during treatment. The aim of this study was to investigate factors that cause or accelerate screw loosening.

Materials & Methods: This review study which was conducted in 1403 in the faculty of dentistry of Isfahan University of Medical Sciences, examines factors such as the type of implant-abutment connection, abutment and screw characteristics, type of prosthesis, screw tightening techniques and torque levels, cantilever extension, tissue entrapment, microleakage, anti-rotation resistance features, treatment processes, and human factors that may influence the incidence of screw loosening. The study was conducted by searching electronic resources like Google Scholar, PubMed, Scopus, and ISI, with a focus on studies published after 2020.

Conclusion: Factors such as parafunctional habits and insufficient specialist experience, use of inappropriate prostheses, long cantilever length, tissue entrapment, increasing the length of the collar, and the use of implants with external hexagon connection can be effective in increasing the incidence of screw loosening. On the other hand, creating anti-rotation resistance features can reduce the occurrence of screw loosening.

Key words: Dental implant, dental abutments, dental implant abutment design.

Received: 23.04.2025

Revised: 17.07.2025

Accepted: 19.08.2025

How to cite: Ghasemi Sh, Askari MJ. Factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A literature review. J Isfahan Dent Sch 2025; 21(2): 181-97.

مروری بر فاکتورهای مؤثر بر شل شدن پیچ اباتمنت ایمپلنت

۱. نویسنده مسؤول: دستیار تخصصی، بخش پروتزهای دندانی، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی، مرکز تحقیقات دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران. Email: hasani_m@sums.ac.ir
۲. دستیار تخصصی، بخش پروتزهای دندانی، مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی، مرکز تحقیقات دندانی، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

شایان قاسمی^۱ IDمحمدجواد عسگری^۲ ID

چکیده

مقدمه: پیچ داخلی ایمپلنت رابط بین ایمپلنت- اباتمنت بوده و نقش اساسی را در حمل اباتمنت و بارگذاری پروتز دارد. ثابت بودن این پیچ، تعیین‌کننده‌ی اولیه پایداری ایمپلنت بوده و در صورت شل شدن مکرر و عدم مدیریت به موقع آن، موفقیت درمان و رضایت بیمار تحت تأثیر قرار خواهد گرفت و در نهایت خطر شکستگی پیچ و حتی شکستگی ایمپلنت را به دنبال خواهد داشت. دانستن علل و عوامل مرتبط با آن می‌تواند به پزشکان در انتخاب بهتر در بالین کمک کند؛ لذا این مطالعه با هدف بررسی فاکتورهای مؤثر در ایجاد یا تسریع شل شدن پیچ انجام شده است.

مواد و روش‌ها: این مطالعه‌ی مروری که در سال ۱۴۰۳ در دانشکده‌ی دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد، با جستجو در منابع الکترونیکی ISI، Scopus، PubMed، Google Scholar با تمرکز بر مطالعات منتشر شده پس از سال ۲۰۲۰ به بررسی عواملی نظیر نوع اتصال ایمپلنت- اباتمنت، ویژگی‌های اباتمنت و پیچ، نوع پروتز، تکنیک‌های بستن پیچ و میزان گشتاور، میزان گسترش کانتی‌لور، گیر افتادن بافت، ریزش، ویژگی‌های مقاومت ضد چرخش، فرایند درمان و فاکتورهای انسانی می‌پردازد که می‌توانند در میزان بروز شل شدن پیچ تأثیرگذار باشند.

نتیجه‌گیری: فاکتورهایی نظیر عادات پارافانکشنال و تجربه ناکافی متخصص، استفاده از پروتزهای نامناسب، طول بلند کانتی‌لور، گیر افتادن بافت، افزایش طول Collar تکیه گاه و استفاده از ایمپلنت‌های با اتصال هگزاگون خارجی می‌توانند در افزایش بروز شل شدن پیچ مؤثر باشند. از طرفی ایجاد ویژگی‌های مقاومت ضد چرخش می‌تواند بروز شل شدن پیچ را کاهش دهد.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت دندانی؛ اباتمنت‌های دندانی؛ طراحی ایمپلنت- اباتمنت دندانی.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۵/۲۸

تاریخ اصلاح: ۱۴۰۴/۰۴/۲۶

تاریخ ارسال: ۱۴۰۴/۰۲/۰۳

استناد به مقاله: قاسمی شایان، عسگری محمدجواد. مروری بر فاکتورهای مؤثر بر شل شدن پیچ اباتمنت ایمپلنت. مجله دانشکده دندانپزشکی اصفهان. ۱۴۰۴؛ ۲۱(۲): ۱۸۱-۱۹۰.

مقدمه

پیشرفت سریع تکنولوژی ایمپلنت دندان طی قرن اخیر، تحولات گسترده‌ای را در زمینه پروتزهای دندان ایجاد کرده است (۱). تولیدکنندگان ایمپلنت همواره سعی در ایجاد تغییرات مثبت در پیچ‌های تثبیت‌کننده با افزایش سازگاری مواد خام و طراحی بهتر آن‌ها داشته‌اند. با وجود تمام این تلاش‌ها با توجه به محیط بیومکانیکی حفره‌ی دهان هم‌چنان چالش‌هایی برای متخصصین پروتزهای دندان و ایمپلنتولوژیست‌ها باقی مانده است (۲). تشکیل بیوفیلم باکتریایی از شایع‌ترین علل شکست ایمپلنت‌های دندان است که در نتیجه آن تکیه‌گاه ایمپلنت شل شده و باکتری‌ها به داخل ایمپلنت مهاجرت می‌کنند (۳، ۴). همچنین نیروهای جویدن می‌توانند باعث شکستن و شل شدن پیچ‌های مرکزی متصل‌کننده اباتمنت و ایمپلنت شده و موفقیت ایمپلنت را تحت شعاع قرار دهند (۵).

از دیگر چالش‌های موجود می‌توان به پری‌موکوزیت، پری‌ایمپلنتایتیس، شل شدن یا شکستگی ناشی از خستگی پیچ اباتمنت، شل شدن کراون یا ترک خوردن پرسنل اشاره کرد (۱، ۱۰-۱۲). پیچ داخلی ایمپلنت رابط بین ایمپلنت-اباتمنت بوده و نقش اساسی در حمل اباتمنت و بارگذاری پروتز دارد (۱۳). ثابت بودن این پیچ تعیین‌کننده اولیه پایداری ایمپلنت بوده (۱۴) که در صورت بی‌ثباتی، با تشکیل میکروگپ (۱۵)، منجر شکستگی اجزای ایمپلنت خواهد شد (۱۶).

در مطالعه‌ی Pjetursson و همکاران، (۱۷) شیوع شل شدن پیچ مرکزی پس از اولین سال بارگذاری حدود ۳/۵ درصد نشان داده شد که این عدد در مطالعه‌ی Jung و همکاران (۱۸) پس از پنج سال به ۸/۵ تا ۷/۱۲ درصد رسید. طبق مشاهدات Bickford و Oliver (۱۹) فرایند شل شدن پیچ به دو مرحله تقسیم می‌شود. در مرحله‌ی اول تغییر شکل کششی اولیه پیچ تحت تأثیر نیروی خارجی کاهش یافته و منجر به کاهش نیروی گیره‌ای (Clamping force) می‌شود. در مرحله‌ی دوم با کاهش بیشتر این نیرو، ریزحرکت (Micro-motion) در حدفاصل ایمپلنت-اباتمنت تشدید

شده و در نهایت ناپایداری اتصال، منجر به شل شدن پیچ خواهد شد. اگر شل شدن پیچ به طور مکرر اتفاق بیفتد و به موقع مدیریت نشود، موفقیت درمان و رضایت بیمار را تحت تأثیر قرار داده (۲۳-۲۰) و خطر شکستگی پیچ و حتی شکستگی ایمپلنت را به دنبال خواهد داشت (۲۴، ۲۵). و این فرایند با افزایش میزان ریزحرکت (Micro-motion) و ریزشکاف (Micro-gap) در حدفاصل ایمپلنت-اباتمنت، ریزنش (Micro-leakage) را تشدید کرده و در نهایت منجر به ایجاد عوارض بیولوژیکی می‌شود (۲۹-۲۶). شل شدن پیچ، سبب ناپایداری پروتز موجود می‌شود. همین امر، تغییردهنده‌ی توزیع نیروی اکلوژالی در حین فانکشن است و خود می‌تواند فرایند شل شدن پیچ اباتمنت را تسریع کند (۲۴، ۲۵). کلینیسین/ایمپلنتولوژیست‌ها برای کاهش مشکلاتی که معمولاً با جراحی‌های مبتنی بر ایمپلنت دندان همراه است و افزایش ماندگاری ایمپلنت، پیچ اباتمنت و اتصال آن، تلاش‌های بی‌وقفه‌ای انجام می‌دهند. هدف آن‌ها، شناسایی عواملی است که می‌تواند باعث شل شدن پیچ شوند و آن‌ها برای جلوگیری از سایر موانع احتمالی که در طول درمان ایمپلنت دندان با آن مواجه می‌شوند، تمرکز می‌کنند (۳۰). از آنجایی که دانستن علل و عوامل مرتبط می‌تواند به پزشکان در انتخاب‌های بهتر در بالین کمک‌کننده باشد (۱)، این مطالعه‌ی مروری با هدف بررسی فاکتورهایی که بیشترین تأثیر را در ایجاد یا تسریع شل شدن پیچ دارند انجام شده است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه‌ی مروری با جستجو در منابع الکترونیکی ISI، Scopus، PubMed، Google Scholar و با استفاده از واژگان ایمپلنت دندان، شل شدن پیچ، طراحی ایمپلنت-اباتمنت دندان به عنوان کلیدواژه انجام شده است. در این مطالعه تمرکز بر استفاده از مطالعات منتشر شده پس از سال ۲۰۲۰ و مطالعات مروری سال‌های قبل بوده که به زبان انگلیسی در نمایه‌های فوق منتشر گردیده‌اند. تمامی انواع مقالات از جمله مروری، مطالعات آزمایشگاهی و بالینی

جهت بررسی در این پژوهش استفاده شدند. نتایج جستجو ابتدا بر اساس عنوان و سپس بررسی خلاصه مقالات انتخاب شدند. مطالعاتی که پس از بررسی خلاصه آن‌ها و سپس متن کامل مقاله، اطلاعات کافی را جهت انجام این مطالعه در اختیار نویسندگان قرار نمی‌دادند و یا با معیارهای ورود ذکر شده مغایرت داشتند، حذف گردیدند. فاکتورهای مورد بررسی استخراج شده از مطالعات به شرح زیر بود.

نوع اتصال ایمپلنت-اباتمنت و طول آن

اتصال ایمپلنت-اباتمنت در سیستم ایمپلنت‌های دو جزئی بر دو نوع است که عبارتند از اتصال خارجی و اتصال داخلی (۱). نوع اتصال ایمپلنت-اباتمنت تأثیر زیادی بر پایداری آن دارد که این موضوع توسط مطالعات زیادی مورد تأیید قرار گرفته است (۳۱، ۳۲).

Binon بیان کرد که در اتصال خارجی، نیروی خارجی به طور مستقیم به ناحیه اینترفیس پیچ اباتمنت و ایمپلنت منتقل می‌شود که منجر به تمرکز استرس در این نواحی می‌شود که این امر احتمالاً باعث شل شدن یا شکستن پیچ اباتمنت خواهد شد (۳۳). از طرف دیگر اتصال داخلی، اتصالی است که توسط اباتمنت با ساختاری به طول ۴ تا ۶ میلی‌متر داخل ایمپلنت ایجاد می‌شود.

Cibirka و همکاران، درباره‌ی اتصال از نوع داخلی، متوجه شدند که قسمت داخلی ایمپلنت که در تماس با اباتمنت قرار دارد سهم بیشتری از نیروی خارجی را تحمل می‌کند و در نتیجه استرس وارد بر پیچ را تا حد زیادی کاهش می‌دهد (۳۴). همچنین، میزان از دست رفتن گشتاور را کم‌تر و پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت را حفظ می‌کند. تعدادی از مطالعات نشان دادند که اتصال داخلی در برابر شل شدن پیچ و از دست دادن گشتاور و همچنین در شرایط آزمایشگاهی، مستقل از قطر ایمپلنت، به ترتیب مقاومت بالا و بدون هیچ شل شدنی از خود نشان می‌دهد (۱، ۳۵).

Kim و همکاران در مطالعه‌ی خود به این نتیجه رسیدند که طول اتصال داخلی تأثیر معنی‌داری بر شل شدن پیچ ندارد (۳۶). با توجه به مرور سیستماتیکی که توسط Vetromilla و

همکاران انجام شد، شل شدن و شکستگی اباتمنت، در اتصال هگزگون خارجی در مقایسه با نوع داخلی آن یا اتصال مخروطی مورس در مطالعات بالینی بیشتر رخ می‌دهد (۳۷). حدس زده می‌شود که هگزگون‌های خارجی تحت نیروهای اکلوژالی بالا موجبات حرکات ریزی را در اباتمنت فراهم می‌کنند که باعث ناپایداری اتصال و در نتیجه منجر به شل شدن پیچ اباتمنت یا حتی شکستگی‌های ناشی از خستگی می‌شوند (۴۰-۳۸). در نوعی تقسیم‌بندی دیگر اتصال ایمپلنت-اباتمنت می‌تواند به صورت بات جوینت یا با پیچ مخروطی باشد. اتصال بات جوینت لغزش روی سطوح تماس را حذف کرده و سفتی عمودی را افزایش می‌دهد. پیچ مخروطی یک مکانیسم قفل شونده ایجاد می‌کند که با ایجاد یک مکانیسم قفل شونده فشار تماس را تحت یک نیروی اکلوژالی افزایش می‌دهد. اتصال مخروطی مورس هم‌چنین میکرو گپ بین ایمپلنت و اباتمنت و ریزش باکتریایی را به حداقل رسانده و با کاهش بازجذب استخوان و تثبیت بافت نرم نتایج زیبایی بلندمدتی را به همراه دارد (۴۱).

ویژگی‌های هندسی و نحوه‌ی تولید اباتمنت

از آنجایی که اباتمنت نقش مهمی در اتصال ایمپلنت-اباتمنت دارد، تفاوت اباتمنت‌ها ممکن است ثبات این اتصال را تغییر دهد (۱). عوامل مربوط به اباتمنت عمده‌تاً شامل مورفولوژی هندسی، مواد مورد استفاده و روش ساخت آن است. تجزیه و تحلیل در طیف گسترده‌ای از طرح‌های ایمپلنت نشان داد که طرح‌های هندسی مختلف اباتمنت به احتمال زیاد با تغییر توزیع تنش در اتصال ایمپلنت-اباتمنت به طور قابل توجهی بر پتانسیل شل شدن پیچ تحت نیروهای اکلوژالی و کاهش گشتاور تأثیر می‌گذارند (۱، ۴۱). همچنین نشان داده شده است که یک سیستم ایمپلنت دو جزئی به طور قابل توجهی منجر به کاهش پیش‌بار می‌شود و پتانسیل ایمپلنت برای شل شدن تحت نیروهای اکلوژالی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۴۱).

در مطالعه‌ای که توسط Moris و همکاران انجام شد، با تفاوتی که صرفاً در قطر قسمت بالای اباتمنت، که به ساختار

ایمپلنت‌ها را تولید کرده است، استفاده شود (۴۹ - ۴۷). چرا که انواع اصلی به طور کلی پایدارتر از انواع غیر اصلی هستند (۱).

سن، جنسیت، محل آناتومیک ایمپلنت

Ju و همکاران، در مطالعه‌ی خود اذعان داشتند که سن، جنس، محل ایمپلنت و نوع آنتاگونیست تأثیر قابل توجهی بر بروز شل شدن پیچ نخواهد داشت (۵۰). همچنین در مطالعه دیگری که توسط Chen و همکاران (۲۶) انجام شد تفاوت معناداری بین گروه‌ها از نظر سن، جنس، محل آناتومیک ($P < 0.05$) در شل شدن پیچ پروتز پروتزهای دندانی ثابت با دو ایمپلنت به عنوان اباتمنت در ناحیه‌ی خلفی مشاهده نشد. با این وجود Lee و همکاران در مورد محل جایگذاری ایمپلنت اظهار کردند که بیشتر شل شدن پیچ‌ها در ناحیه دندان‌های مولر اتفاق می‌افتد (۳۰).

قطر ایمپلنت

در مواردی که حجم سه بعدی استخوان در دسترس محدود است مانند دندان‌های سانترال مندیبل و لترال ماگزایلا، ایمپلنت‌های با قطر باریک بیشتر از ایمپلنت‌های با قطر استاندارد توصیه شده‌اند. از ایمپلنت‌های با قطر کمتر به منظور اجتناب از جراحی‌های اضافی، مانند پیوند استخوان، نشان دادن سریع‌تر نتایج کیس‌ها و هزینه‌های کمتر برای بیمار استفاده می‌شود (۵۳-۵۱). اما در خصوص تأثیر قطر ایمپلنت در میزان شل شدن پیچ، مطالعات موجود نتایج متناقضی را نشان داده‌اند (۲۹). به طوری که نتایج تعدادی از مطالعات حاکی از آن بود که در ایمپلنت‌های با قطر بیشتر، نسبت به قطر استاندارد، شل شدن پیچ کم‌تر (۲۹، ۵۴) و تغییر شکل ساختاری کم‌تری را شاهد هستیم (۵۵). اما در یک مطالعه دیگر ایمپلنت‌های با قطر استاندارد، شل شدن پیچ کم‌تری را نسبت به ایمپلنت‌های با قطر بیشتر نشان دادند (۵۶).

زاویه‌ی اباتمنت

استفاده از اباتمنت‌های زاویه‌دار برای اصلاح زاویه رستوریشن‌های بر پایه‌ی ایمپلنت برای مدت طولانی بسیار رایج بوده است. در حالی که امروزه، روش جدید اصلاح زاویه‌ای که قسمت زاویه‌دار روی ایمپلنت ساخته می‌شود، در دسترس است (۱). اباتمنت‌های زاویه‌دار اغلب زمانی استفاده می‌شوند

فوقانی خود متصل می‌شود، وجود داشت مشاهده شد که افت گشتاور متفاوت است. البته این تفاوت بین دو گروه قبل از بارگذاری معنی‌دار نبود اما پس از بارگذاری دوره‌ای، از دست رفتن گشتاور در گروهی که قطر $8/3$ میلی‌متر داشتند در مقایسه با گروه با قطر $8/4$ میلی‌متر به طور قابل ملاحظه‌ای بیشتر بود (۴۲). به نظر می‌رسد اباتمنت مخروطی منجر به عوارض مکانیکی کمتری مانند شل شدن پیچ یا شکستگی و حفظ گشتاور بیشتر می‌شود (۴۳).

مطالعات متعددی نشان داده‌اند که طراحی مخروطی احتمالاً پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت را توسط مکانیسم قفل اصطکاکی و اثر گوه‌ای افزایش می‌دهد همچنین در شرایط آزمایشگاهی دیده شده است که اتصال با یک اباتمنت مخروطی نسبت به سایر اتصالات قبل و بعد از بارگذاری دوره‌ای مقاومت بالاتری در برابر افت گشتاور دارد (۴۵، ۴۴). علاوه بر مکانیسم گفته شده طراحی مخروطی موجب تطابق بهتر و کاهش شکاف‌های ریز (Microgap) و حرکات بسیار کم (Micromotion) و در نهایت افت گشتاور می‌شود (۳۲). استفاده از اباتمنت پرسلنی به طور مؤثری از لحاظ زیبایی در دندان‌های قدامی بالا بر اشکال اباتمنت تیتانیومی غلبه کرد. با این حال، در مقایسه با اباتمنت تیتانیومی معمولی، اباتمنت‌های زیرکونیایی و آلومینا شکنندگی بیشتر و مدولوس الاستیسیته بالاتری داشتند که در نتیجه بر پیش بارگذاری و از دست دادن گشتاور تأثیرگذار بود. هرچه مدولوس الاستیسیته مواد تشابه بیشتری باهم داشته باشند توزیع استرس تحت نیروی خارجی یکنواخت‌تر خواهد بود. در اتصال ایمپلنت-اباتمنت مدولوس الاستیسیته اباتمنت پرسلنی بیشتر از ایمپلنت و پیچ اباتمنت است. بنابراین، تحت نیروی خارجی فشار بیشتر بر روی پیچ و ایمپلنت متمرکز می‌شود و در نتیجه خطر شل شدن پیچ و شکستگی ایمپلنت افزایش می‌یابد (۴۶).

علاوه بر موارد فوق از آنجایی که اباتمنت‌های اصلی به طور کلی بهترین تناسب را از خود نشان می‌دهند و پس از بارگذاری چرخه‌ای کاهش گشتاور کمی دارند، توصیه می‌شود از اباتمنت‌های اصلی تولید شده توسط همان شرکتی که

می‌شود اما در یک مطالعه مشاهده شده است که مخروطی بودن پیچ با کاهش سطح تماس آن، منجر به افزایش میزان شل شدن پیچ خواهد شد (۵). اگرچه بعد عمودی مخروطی و زاویه مخروطی در یک فاصله محوری محدود متفاوت است، اما به طور تجربی تأیید شده است که پیچ مخروطی در برابر افت گشتاور از خود مقاومت نشان می‌دهد (۱۹، ۶۷).

همچنین پیشنهاد شده است که اباتمنت مخروطی منجر به عوارض مکانیکی کمتری مانند شل شدن پیچ یا شکستگی و حفظ گشتاور بیشتر می‌شود (۴۳). در مطالعه‌ای در سال ۲۰۲۲ پیچ‌های مرکزی با ۴ زاویه تیر، ۳۰، ۶۰، ۹۰ و ۱۸۰ درجه، پردازش و آزمایش شدند. نتایج نشان داد که پیچ مرکزی با تیر ۳۰ درجه عملکرد ضد شل شدن بهتری دارد. پیچ‌های مرکزی با تیر ۱۸۰ درجه دارای پیش بارگذاری بالاتری بودند و در نتیجه عمر خستگی طولانی‌تری داشتند؛ از نتایج دیگر این مطالعه می‌توان به این اشاره کرد که کاهش تیر پیچ مرکزی باعث کاهش سایش سطح پیچ می‌شود (۵).

شکل سر پیچ

عوارض فنی یکی از عوارض شایع و دیررس پروتز ایمپلنت بوده و می‌تواند به دلیل اصطکاک بین سر پیچ و سوراخ سر پیچ ایجاد شود. از طرف دیگر مطالعات مختلف نشان داده‌اند که بین زاویه‌ی سر پیچ و نیروی پیش بار رابطه‌ی معنی‌داری وجود داشته و شکل سر پیچ اباتمنت تأثیر قابل توجهی بر شل شدن پیچ خواهد داشت. نیروی پیش بار به صورت خطی با افزایش زاویه سر پیچ برای مقدار گشتاور سفت شدن مشابه افزایش می‌یابد (۶۸). از دست دادن مقدار گشتاور در پیچ با سر مخروطی بیشتر از سر صاف و معمولی گزارش شده است. اما میزان شل شدن در یک پیچ با سر مخروطی دوتایی بیشتر از یک پیچ با یک سر مخروطی شکل مشاهده شده است (۶۹).

جنس پیچ

به عنوان مهم‌ترین بخش اتصال ایمپلنت- اباتمنت، پیچ اباتمنت به پیش بار اجازه می‌دهد تا ایمپلنت و اباتمنت را محکم به هم متصل کند و پایداری اتصال را تحت نیروی خارجی حفظ کند (۷۰). انتخاب مواد پیچ می‌تواند بر شل

که محور طولی ایمپلنت موازی با محور نیرو (long-axis) قرار نگیرد، اما انتظار می‌رود که تحت نیروهای جوینده نیروی کششی و در نتیجه نیروهای خارج از محور ایجاد شود (۵۷). نتایج مطالعات انجام شده در خصوص زاویه اباتمنت با یکدیگر متناقض بود. به طوری که نتایج برخی مطالعات حاکی از آن بود که هرچه زاویه بیشتر باشد، به خصوص در زوایای بیش از ۱۵ درجه (۵۸) و باکولینگوالی (۵۰)، اعمال نیروی کششی به پیچ بیشتر شده (۵۹) و منجر به افزایش شل شدن پیچ خواهد شد (۵۷، ۶۰). اما در مقابل، مطالعات دیگری اذعان داشتند که زاویه‌ی اباتمنت (۶۱) و به خصوص زاویه مزیدستالی (۵۰) آن تأثیر قابل توجهی بر بروز شل شدن پیچ نداشته و حتی ایمپلنت زاویه‌دار مقاومت بیشتری را در برابر شل شدن پیچ نشان می‌دهد (۶۲).

ویژگی‌های هندسی پیچ

طول پیچ

مطالعات در زمینه‌ی طول ایده‌آل پیچ نتایج متناقضی دارند. در مطالعاتی که از پیچ با طول کوتاه (۴/۱ میلی‌متر؛ ۵/۳ رزوه) استفاده شده است، چه پس از بارگذاری مایل دوره‌ای (۶۳)، چه تحت تنش حرارتی (۶۴) تأثیر معناداری در مقایسه با پیچ‌های اباتمنت بلندتر در شل شدن پیچ مشاهده نشده است. در حالی که در مطالعه‌ی Kanneganti و همکاران (۶۵) در سال ۲۰۱۸ پیچ بلند با رزوه‌های بیشتر برای افزایش گیر پیچ توصیه شده است. در مطالعه‌ی انجام شده در سال ۲۰۲۳ توسط Al-sanea و همکاران (۶۶) طول پیچ مورد استفاده در ایمپلنت از نظر آماری تأثیر معنی‌داری بر استرس وارد شده به پیچ و اباتمنت نشان نداد.

تیر پیچ

در حال حاضر طرح مخروطی به طور گسترده در ساخت اباتمنت استفاده می‌شود. با همین مکانیسم می‌توان از طرح مخروطی برای پیچ نیز استفاده کرد (۵). مخروطی بودن پیچ یک ویژگی هندسی کلیدی است؛ از این جهت که می‌تواند یک مکانیسم قفل ایجاد کرده و فشار تماسی ناشی از بارهای اکلوژالی را افزایش داده و افت پیش‌بار پیچ را به حداقل برساند (۴۱) با وجود این که مخروطی بودن منجر به کاهش افت پیش‌بار

باشند. بنابراین، تکنیک‌هایی که تناسب را بهبود می‌بخشد باید برای کاهش شل شدن پیچ به کار گرفته شوند (۷۹).

تکنیک‌های سفت کردن پیچ

گشتاور سفت کردن و تکنیک قرارگیری که پزشکان استفاده می‌کنند، مقدار پیش‌بار را تعیین می‌کند (۸۱، ۸۰). شل شدن پیچ نیز مستقیماً با کاهش پیش‌بار (یا نیروی کششی ایجاد شده در داخل پیچ در حین سفت شدن) مرتبط است. این کاهش با مقدار گشتاور اعمال شده تا زمانی که از حد الاستیک مواد پیچ تجاوز نکند، همبستگی مثبت دارد (۱، ۴۲). حال از آنجایی که پیچ به داخل ایمپلنت سفت می‌شود، هم سرعت سفت شدن و هم نیروی سفت شدن نقش مهمی در حفظ پیش‌بارگذاری دارند. با افزایش گشتاور سفت کردن، نیروی پیش‌بار به صورت خطی افزایش می‌یابد (۶۸، ۷۹، ۸۲، ۸۳). تکنیک‌هایی مانند استفاده از آچار گشتاور یا مکث و سفت کردن مجدد در حین سفت کردن می‌تواند در حفظ پایداری پیچ و بارگذاری اولیه کمک‌کننده باشند (۷۲).

یک پیش‌بار مناسب می‌تواند پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت را بهتر حفظ کند. پیش‌بارگذاری بیش از حد منجر به اضافه بار قطعه اتصال می‌شود و در نتیجه باعث شکستگی قطعات خواهد شد. پیش‌بار ناکافی باعث افزایش آزادی چرخش شده و در نتیجه منجر به ناپایداری مجموعه‌ها می‌شود (۸۱، ۸۰).

یک مطالعه ۴ تکنیک زیر را مقایسه کرد: گروه ۱: مقدار گشتاور ۳۲ Ncm (کنترل)؛ گروه ۲: مقدار گشتاور ۳۲ Ncm در حالی که گشتاورسنج را به مدت ۲۰ ثانیه نگه داشته شده‌است؛ گروه ۳: مقدار گشتاور ۳۲ Ncm با اعمال گشتاور مجدد پس از ۱۰ دقیقه؛ گروه ۴: مقدار گشتاور ۳۲ Ncm در حالی که گشتاورسنج به مدت ۲۰ ثانیه نگه داشته شده و پس از ۱۰ دقیقه مجدداً گشتاور می‌شود. پیچ‌های تیتانیوم معمولی و پیچ‌های کربنی الماس مانند، هر دو مورد استفاده قرار گرفتند که در نتیجه این مطالعه استفاده از پیچ‌های تیتانیوم معمولی نسبت به کربنی بیش از روش سفت کردن در شل شدن پیچ تأثیرگذار بود (۷۹).

Ebadian و همکاران، (۶۸) اثر تکنیک گشتاور را بر

شل شدن پیچ تأثیر بگذارند (۷۱). همچنین ویژگی‌های ماده مورد استفاده برای ساخت پیچ، مانند استحکام تسلیم، مدول الاستیسیته و عمر خستگی، (Yield strength, modulus of elasticity, and fatigue life) عوامل مهمی هستند که بر پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت تأثیرگذار هستند (۷۰). پیچ‌های نگهدارنده معمولاً از آلیاژهای طلا یا تیتانیوم ساخته می‌شوند. طلا به دلیل خاصیت مدولوس الاستیسیته بالای خود، در مکان‌هایی استفاده می‌شود که مجموعه ایمپلنت به انعطاف‌پذیری زیادی نیاز دارد. این ویژگی آن را قادر می‌سازد تا توزیع یکنواختی از نیروها را نشان دهد (۷۲).

در مطالعات قبلی، پیچ‌های با روکش طلا به عنوان استاندارد توصیف شده‌اند، زیرا سطح پیش‌بار بالاتری را حفظ می‌کنند (۷، ۷۴). با این حال، پیچ‌های تیتانیومی کم‌هزینه در حال حاضر محبوب‌تر هستند، اگرچه که اگر با شل شدن مکرر پیچ‌ها همراه شوند، ممکن است عواقب هنگفت و جبران‌ناپذیری به دنبال داشته باشند (۷۳، ۷۵).

نوع پروتز

شل شدن و شکستگی پیچ ایمپلنت بر جنبه‌های مختلف موفقیت ایمپلنت‌های دندانی از جمله جنبه‌ی ترمیمی آن، به طور قابل توجهی تأثیرگذار است. علل اصلی اغلب طراحی بیومکانیکی ناکافی و/یا اضافه بار اکلوژالی است که منجر به شکستگی نهایی پیچ می‌شود (۷۶). انواع مختلف ترمیم‌ها هنگام بارگذاری، توزیع تنش متفاوتی دارند. به طور کلی نشان داده شده است که پروتزهای تک واحدی در مقایسه با پروتزهای چند واحدی خطر شل شدن پیچ بیشتری را از خود نشان می‌دهند (۱۷، ۷۷، ۷۸). زیرا در روکش تک واحدی، تنش بر روی قسمت اتصال ایمپلنت-اباتمنت، به ویژه بر روی پیچ اباتمنت متمرکز می‌شود و همین امر منجر به بروز بیشتر شل شدن پیچ خواهد شد (۷۷، ۷۸). از طرف دیگر مشاهده شده است که در مقایسه بین رزین‌های فلز-سرامیک و اکریل-فلز، انواع فلز-سرامیک نسبت به رزین اکریل-فلز شل شدن پیچ کمتری را از خود نشان دادند. پروتزهای نامناسب می‌توانند تأثیر قابل توجهی در شل شدن پیچ داشته

اتصال مخروطی داخلی، افزایش گشتاور سفت کردن پیچ از ۲۰ Ncm به ۳۰ Ncm منجر به مقاومت بیشتر در برابر تشکیل ریزشکافها در رابط ایمپلنت-اباتمنت و افزایش استرس در پیچ اباتمنت قبل، حین و بعد از اعمال بارهای اکلوزالی می شود (۸۶).

بستن مجدد پیچ اباتمنت

اثر Settling تأثیر قابل توجهی بر میزان شل شدن پیچ دارد نوع تکنیک مورد استفاده در جایگذاری ایمپلنت ممکن است بر اثر Settling تأثیر گذار بوده و مقدار پیش بارگذاری را تغییر دهد اما می توان این اثر را با سفت کردن مجدد پیچ اباتمنت پس از سفت کردن اولیه، کاهش داده، میزان شل شدن پیچ را کم کرد و نیاز به تعویض پیچ را کاهش داد (۸۳، ۸۷، ۱۰۱، ۱۰۲) (۱۰۱، ۱۰۲).

همچنین بهتر است فرایند سفت کردن مجدد پیچ به منظور کاهش ایجاد مشکلات پیش بار ۱۰ دقیقه پس از گشتاور اولیه باشد (۸۳، ۱). اما باید از سفت و شل کردن مکرر پیچ چه در مراحل آزمایشگاهی و چه بالین اجتناب کرد تا نیاز به تعویض پیچ که همراه با تولید گرما و بروز خطراتی مانند آسیب بافتی است، کاهش یابد (۸۹، ۸۸، ۱). البته یک مطالعه توصیه کرده است که پس از ۱۰ بار درج پیچ بهتر است، پیچ خارج شده و از یک پیچ جدید استفاده شود (۹۰). اگرچه تکنیک سفت کردن مجدد پس از اولین سفت کردن قبل از بارگذاری توسط برخی از مطالعات پشتیبانی شده (۸۳، ۹۱) اما هنوز اتفاق نظری در مورد روش درج توصیه شده در بالین وجود ندارد و پزشکان باید پیچهای شل شده را دوباره به موقع ببندند، یا پیچهای جدید را جایگزین کنند تا از شل شدن بیشتر یا حتی شکستگی جلوگیری شود (۱).

طول collar اباتمنت

Siadat و همکاران با بررسی تأثیر ارتفاع Collar اباتمنت اظهار داشتند که تفاوت معنی داری بین ارتفاعهای مختلف آن (۵/۱، ۵/۳، ۵/۵ میلی متر) پیش از بارگذاری دوره ای وجود نداشت (۹۲). اما پس از بارگذاری دوره ای، اباتمنت با ارتفاع Collar بیشتر، مستعد از دست دادن گشتاور بیشتری بودند و

پیش بارگذاری آزمایش کردند. گروه های مورد آزمایش به شرح زیر بودند: گروه ۱: یک بار گشتاور ۳۰ نیوتن متری؛ گروه ۲: گشتاور سه بار ۳۰ نیوتن متری با فواصل ۵ دقیقه ای؛ گروه ۳: یک بار گشتاور ۳۰ نیوتن متری، باز کردن پیچ و سپس گشتاور مجدد ۳۰ نیوتن متری؛ گروه ۴: یک بار گشتاور ۳۵ نیوتن متری. حداکثر مقادیر میانگین دتورک پیچهای تکیه گاه در گروه های ۴، ۱، ۳ بوده و کمترین آن در گروه ۲ مشاهده شد. با افزایش مقدار گشتاور، افت گشتاور افزایش یافت اما مقدار دتورک در گروه ۴ کمترین تفاوت را داشت. برخلاف این یافته ها، مطالعات دیگری به این نتیجه رسیدند که تکنیک سفت کردن تأثیر قابل توجهی بر از دست دادن پیش بار نداشته و به منظور جلوگیری از از دست دادن پیش بار، باید باز کردن پیچهای اباتمنت باید به طور معمول ۱۰ دقیقه پس از اعمال گشتاور اولیه انجام شود (۷۹، ۸۴، ۹۲).

میزان گشتاور (Torque value)

طبق مطالعات علت شل شدن پیچ، خستگی، گشتاور سفت شدن ناکافی، اثر Settling، حرکت میکروارتعاشی و/یا خم شدن بیش از حد است (۸۳). بنابراین مقدار گشتاور تأثیر قابل توجهی بر شل شدن پیچ دارد (۸۵). برخی مطالعات توصیه کرده اند که پیچ اباتمنت باید در حین جاگذاری به میزان گشتاور توصیه شده، سفت شود (۱).

با این وجود Siamos و همکاران، (۸۳) بیان کردند به منظور کاهش شل شدن پیچ، میزان گشتاور بیش از میزان توصیه شده توسط سازنده و برابر با ۳۰ نیوتن متر باشد. میزان استرس های وارد شده به پیچ اباتمنت تحت بارگذاری ابلیک (مورب) حساسیت قابل ملاحظه ای به میزان گشتاور پیچ نداشتند. با این حال، استرس باقی مانده در پیچ با گشتاور ۳۰ نیوتن متری ۳۵ درصد بیشتر از استرس با گشتاور ۲۰ نیوتن متری در غیاب بارهای خارجی مشاهده شد. افزایش گشتاور پیچ می تواند تشکیل ریزشکافها را در رابط ایمپلنت-اباتمنت کاهش دهد، در عین حال منجر به فشار متوسط بالاتری در پیچ اباتمنت شده و در نهایت عمر خستگی آن و پروتز را کاهش دهد. به عبارتی در سیستم های ایمپلنت با

می‌توان گفت که افزایش طول Collar تکیه‌گاه با افزایش شل شدن پیچ رابطه‌ی مستقیمی دارد (۵۷).

فرایند درمان ایمپلنت

در طی فرایند کاشت ایمپلنت و تحویل پروتز، ایمپلنت و اجزای آن با مایعات زیادی در تماس هستند. این مایعات شامل بزاق، خون، سالین، کلرهایگزیدین، سیلانت‌های سیلیکونی و مواد دیگر هستند. این عوامل تمایل دارند بین اجزای مختلف ایمپلنت قفل شوند. وجود این عوامل در اطراف پیچ ایمپلنت، به دلیل کاهش اصطکاک می‌تواند پیش بار را به میزان قابل توجهی افزایش دهد (۷۲). وجود خون و بزاق در محل قرارگیری فیکسچر ممکن است بر پایداری اتصالات پیچ تأثیرگذار بوده و منجر به افزایش شل شدن پیچ در آینده شود. برخی مطالعات استفاده از کلرهایگزیدین را با هدف کاهش شل شدن پیچ توصیه کرده‌اند (۹۳). با این وجود مطالعات دیگری خشک بودن ناحیه در حین قرار دادن اباتمنت را ارجح دانسته‌اند (۱۰، ۱۰۸-۱۰۶).

همچنین Rathe و همکاران در مطالعه‌ی خود دریافتند که هیچ یک از عوامل آزمایش شده (بزاق، خون، ژل کلرهایگزیدین، و سیلانت سیلیکونی) در مقایسه با کنترل خشک به طور قابل توجهی منجر به نیروهای پیش بارگذاری بالاتری نمی‌شوند (۹۴).

در مطالعه‌ی دیگری که توسط Jalali و همکاران (۸۴) انجام شد، تأثیر آلودگی خون و بزاق در رابط ایمپلنت-اباتمنت بر روی پیش بارگذاری ارزیابی شد. در این مطالعه نیز مشاهده شد که وجود خون یا بزاق در سطح مشترک اباتمنت- فیکسچر هیچ تأثیر قابل توجهی بر مقدار دتورک پس از بارگذاری چرخه‌ای نداشت، اما در حضور این عوامل مقدار دتورک اسکرو پس از بارگذاری چرخه‌ای به طور قابل توجهی کاهش خواهد یافت.

ریزشت (Microleakage)

ریزشت به طور مستقیم به دقت مارژین اجزا (تناسب، تیرانس، ریزشکاف‌ها) بستگی داشته (۹۶) و می‌تواند مشکلات بیولوژیکی و مکانیکی متعددی را ایجاد کند. مشکلات بیولوژیکی مربوط به حضور باکتری‌هایی است که در قسمت

اپیکال پیچ اباتمنت یافت می‌شوند. حضور این باکتری‌ها می‌تواند به عنوان یک مخزن باکتریایی باشد که با سلامت طولانی مدت بافت‌های اطراف ایمپلنت تداخل می‌کند (۴۳). یک مطالعه با بررسی سه نوع اباتمنت تیتانیوم هگز داخلی، زیرکونیوم هگز داخلی و تیتانیوم مخروطی مورس مشاهده کرد که ریزشت در هر دو نوع از هگز داخلی به طور قابل توجهی بیشتر است. همچنین این مطالعه نشان داد که ریزشت منجر به افزایش میزان شل شدن پیچ خواهد شد (۹۷).

ویژگی‌های مقاومت ضد چرخش

مورفولوژی هندسی اباتمنت شامل طرح‌های ضد چرخش مانند بریدگی‌ها و میکرواستاپ‌ها است (۱). افزودن ویژگی‌های ضد چرخش از چرخش اباتمنت جلوگیری کرده و منجر به پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت می‌شود (۹۸، ۹۹). همچنین با افزایش پیش بار می‌تواند از شل شدن پیچ جلوگیری کند (۱۰۰).

گیر افتادن بافت

گیر افتادن بافت، همراه با نکروز متعاقب آن، ممکن است منجر به آلودگی رابط ایمپلنت/اباتمنت با دبری شده و به دلیل کاهش سطح تماس و افزایش دشواری برای جابجایی، به عنوان یک «فاصله‌دهنده» عمل کند. گیر افتادن بافت بین ایمپلنت و اباتمنت تأثیر قابل توجهی بر شل شدن پیچ در ایمپلنت‌های با اتصال خارجی دارد و هرچه بافت گیر افتاده ضخیم‌تر باشد، میزان گشتاور معکوس کمتر بوده و میزان شل شدن پیچ افزایش می‌یابد. اما ایمپلنت‌های با اتصال داخلی کمتر تحت تأثیر گیر افتادن بافت قرار می‌گیرند (۱۰۱).

گسترش کانتی‌لور

کانتی‌لور به عنوان اهرمی عمل می‌کند که اثر نیروی خارجی را تقویت کرده و گشتاور تولید می‌کند؛ این امر منجر به تمرکز استرس و افزایش خطر شل شدن پیچ در آینده خواهد شد (۱). میزان بیشتری از نیرو در قسمت سرویکال ایمپلنت در مدل‌های دارای دو واحد کانتی‌لور نسبت به مدل‌های با یک واحد کانتی‌لور مشاهده شده‌است که نشان می‌دهد طول کانتی‌لور تأثیر مستقیمی بر توزیع تنش دارد (۱۰۲). در بررسی سیستماتیک و متاآنالیز Freitas da Silva

و همکاران، اگرچه ثابت نشد که گسترش کانتی لور تأثیر منفی بر از دست دادن استخوان مارژین یا میزان بقای ترمیم‌های متکی بر ایمپلنت دارد، اما گزارش شد که ترمیم‌هایی با کانتی لور کوتاه یا بدون کانتی لور عوارضی جزئی مانند شل شدن پیچ اباتمنت یا شکستگی پیچ را به همراه خواهند داشت (۱۰۳).

فاکتورهای انسانی

تجربه‌ی متخصص و همچنین تفاوت‌های فردی بیماران مخصوصاً از نظر پارافانکشن‌هایی مانند دندان قروچه، نیروی اکلوژال بیش از حد و عادات بد جویدن و سایر مواردی که ممکن است از عوامل خطر شل شدن پیچ باشند، نیازمند توجه ویژه‌ای است (۱، ۵۰). بنابراین میزان تجربه‌ی متخصص پروتز به طور قابل توجهی بر بروز شل شدن پیچ تأثیر گذار است (۵۰). به طور مشابه سایش‌های دندانی نظیر Attrition نیز یک عامل خطر برای افزایش شل شدن پیچ هستند. در مطالعه‌ی Ju و همکاران (۵۰) شل شدن پیچ در بیماران بدون Attrition تقریباً ۴ برابر در مقایسه با بیماران با Attrition موضعی و تقریباً ۱۵ برابر در مقایسه با بیماران با Attrition عمومی کاهش یافت. همچنین بیماری‌های زمینه‌ای نظیر پوکی استخوان نیز موفقیت ایمپلنت‌های دندانی را به دلیل شل شدن پیچ، کاهش می‌دهد (۱۰۴) که البته ایمپلنت‌های دندانی جدیدی برای افراد مبتلا به پوکی استخوان در دست طراحی است (۱۰۵).

بحث

مطالعه‌ی حاضر به بررسی فاکتورهای مؤثر در بروز شل شدن پیچ و نتایج موجود در مطالعات مختلف پرداخته است. مطالعات مورد بررسی عوامل مختلفی را برای وقوع شل شدن پیچ گزارش کرده‌اند. Félix و همکاران (۷۵) اذعان داشته‌اند که شل شدن پیچ در اثر عوامل متعددی نظیر گشتاور نامناسب، تغییر شکل پیچ، انقباض سطح و از دست دادن پیش‌بار ناشی از گشتاور سفت کردن ایمپلنت-اباتمنت ایجاد می‌شود که ممکن است عوارض متعددی مانند التهاب لثه،

شکستگی پیچ و درنهایت شکست ایمپلنت دندانی را منجر شود (۱۰۱، ۴۱).

Lee و همکاران در مطالعه‌ی گذشته‌نگر طولانی‌مدت خود اذعان داشتند که میزان شل شدن پیچ به طور معمول ۶ ماه پس از لود و در ایمپلنت‌های واقع در ناحیه مولر و با اتصال خارجی بیشتر مشاهده می‌شود (۳۰). بنابراین احتمالاً کم کردن میز اکلوژال به منظور کاهش شل شدن پیچ در جایگزینی دندان مولر از دست رفته می‌تواند مفید باشد (۱۰۶). همچنین نوع و قطر ایمپلنت و شرکت سازنده آن و نوع پروتز نیز در بروز شل شدن پیچ مؤثر است (۳۰). سایر مطالعات بررسی شده نیز وقوع شل شدن پیچ را در ایمپلنت‌های با اتصال داخلی کم‌تر گزارش کردند (۳۴، ۳۷-۴۰) که البته با توجه به افزایش میزان ریزش در ایمپلنت‌های با اتصال داخلی و ارتباط مستقیم ریزش و وقوع شل شدن پیچ، در صورت وجود ریزش، شل شدن پیچ در ایمپلنت‌های با اتصال داخلی بیشتر مشاهده می‌شود (۹۷).

به نظر می‌رسد نیروهای جانبی وارد بر ایمپلنت‌ها منجر به افزایش میزان شل شدن پیچ خواهند شد (۱۰۸، ۱۰۹). در صورتی که محور طولی ایمپلنت موازی با محور نیرو قرار نگیرد، استفاده از اباتمنت‌های زاویه‌دار توجیه می‌شود (۵۷). در مطالعه‌ای که توسط Cavallaro و Greenstein در سال ۲۰۱۱ به منظور مقایسه‌ی اباتمنت‌های زاویه‌دار با اباتمنت‌های مستقیم انجام شد (۶۱)، تفاوت معنی‌داری در مورد وجود زاویه‌ی اباتمنت بر بقای ایمپلنت یا پروتز قابل مشاهده نبود؛ اما در تناقض با مطالعه‌ی بالا Khraisat و همکاران بیان کرده‌اند که افزایش زاویه اباتمنت تأثیر قابل توجهی بر مقدار گشتاور حذف پس از بارگذاری دوره‌ای دینامیکی داشته و شل شدن پیچ را افزایش می‌دهد (۱۰۸).

همچنین مطالعه‌ی انجام شده در سال ۲۰۱۹ توسط Goldberg و همکاران نیز شواهد مطالعه‌ی بالا را پشتیبانی کرده و اظهار می‌کند که هرچه زاویه اباتمنت بیشتر باشد، منجر به اعمال نیروی کششی بیشتری به پیچ خواهد شد (۵۹). اما در مطالعه‌ی دیگری که توسط Hotinski و Dudley به

انجام رسید، ایمپلنت‌های زاویه‌دار مقاومت بیشتری را در برابر شل شدن پیچ نسبت به ایمپلنت‌های مستقیم از خود نشان داده بودند (۶۲). با توجه به تناقضات موجود برای بررسی بیشتر در سال ۲۰۲۰، Opler و همکاران اباتمنت‌های زاویه‌دار را به فیکسچرهای ایمپلنت متصل کردند و آن‌ها را با تورک توصیه‌شده سازنده محکم کردند (۵۸). سپس ایمپلنت‌ها را در دو زاویه‌ی صفر و ۲۸ درجه خارج از محور بررسی کردند. آن‌ها در این مطالعه تفاوت معنی‌داری را در مقادیر میانگین تورک معکوس بین اتصالات اباتمنت- ایمپلنت کشف کردند به طوری که مقادیر گشتاور به طور قابل توجهی برای زاویه‌ی ۲۸ درجه کاهش یافته بود. تغییر زاویه بر گشتاور پیچ و پیش‌بار نهایی تأثیر داشته و مشاهده شد که پایداری اتصال پیچ ممکن است در زوایای شدید بیش از ۱۵ درجه به خطر بیفتد و عواقب بالینی به ویژه در نواحی با بار اکلوژالی بالا داشته باشد.

مطالعه‌ی انجام شده در سال ۲۰۲۳ توسط Salama و همکاران نیز نتایج مطالعه‌ی بالا را تا حدودی تأیید کرد به طوری که بیشترین پتانسیل شل شدن پیچ در اباتمنت‌های با زاویه‌ی ۱۷ درجه گزارش شد و پایداری اتصالات پیچ در اباتمنت‌های زاویه‌دار کمتر از اباتمنت‌های مستقیم بیان شد (۶۰). در یک مطالعه گذشته نگر ۶ ساله که در سال ۲۰۲۳ منتشر شد، بیان شد که زاویه باکولینگوالی ایمپلنت و اباتمنت یک عامل خطر برای افزایش شل شدن پیچ است؛ در حالیکه زاویه مزودیستالی ایمپلنت تأثیر قابل توجهی بر بروز شل شدن پیچ ندارد (۱۰۹).

در خصوص قطر ایمپلنت مورد استفاده و بروز شل شدن پیچ نیز نتایج متناقضی گزارش شده است به طوری که در مطالعه‌ی انجام شده در سال ۲۰۲۲ که با انجام آزمایش خستگی بر روی ایمپلنت‌ها در صدد بررسی پاسخ خستگی پیچ بودند، با افزایش قطر بدنه ایمپلنت از ۵/۴ به ۵/۵ میلی‌متر، پاسخ خستگی پیچ به طور قابل توجهی بهبود یافت (۲۹). همچنین این نتیجه با نتایج یک مطالعه‌ی دیگر که توسط Londhe و همکاران انجام شده بود نیز هم‌سو بود که طبق

مشاهدات آن‌ها ایمپلنت‌های با قطر بیشتر نسبت به قطر استاندارد، شل شدن پیچ کم‌تری را نشان دادند (۵۴). اما در مطالعه‌ی دیگری که توسط Sammour و همکاران در سال ۲۰۱۹ انجام شد ایمپلنت‌های با قطر استاندارد شل شدن پیچ کم‌تری را از خود نشان دادند که البته در این مطالعه به صورت کلی نتایج موجود تفاوت قابل توجهی نداشتند (۵۶). طبق تحقیقات Byrne و همکاران، پیچ‌های ساخته شده از تیتانیوم خالص درجه ۴ نسبت به پیچ‌های ساخته شده از آلیاژ تیتانیوم Ti-6Al-4V میزان قابل توجهی از شل شدن را نشان دادند (۷۳). پیچ‌های طلایی در موارد بی‌دندانی استفاده می‌شوند. اما پیچ‌های طلایی «ضعیف‌ترین حلقه» در مجموعه ایمپلنت هستند و در صورت بارگذاری بیش از حد، سریعاً می‌شکنند. پیچ‌های تیتانیوم از این نظر بسیار قوی‌تر هستند، اما مقاومت اصطکاکی بالای آن‌ها نقطه ضعف اصلی‌شان است. ضریب اصطکاک رابط بین پیچ و سطح داخلی ایمپلنت از عوامل اصلی تعیین‌کننده مقدار پیش‌بار است. با گشتاور Settling یکسان، ضریب اصطکاک کمتر منجر به پیش بارگذاری بیشتر خواهد شد (۱۱۰، ۱۱۱).

در مطالعه‌ی Kumar و همکاران (۷۲) سطح پیچ با نانوذرات تیتانیوم پوشیده شد تا سطح ناهموار پیچ با ضریب اصطکاک بزرگتری شبیه‌سازی شود. افزایش ضریب اصطکاک سطح پیچ، آن را بیشتر مستعد به اثر Settling کرده و در نتیجه منجر به از دست دادن بیشتر پیش‌بار می‌شود. هنگامی که پیچ در حال نصب باشد یا تحت نیروی خارجی قرار گیرد، در یک تماس مستقیم و خشک شاهد لغزش نسبی سطوح داخلی ایمپلنت و پیچ هستیم که فلز با استحکام نسبتاً کم بر روی سطح ساییده می‌شود (۱۱۲). پوشش پیچ از یک طرف باعث افزایش تناسب پیچ با ایمپلنت داخلی شده و از طرف دیگر باعث کاهش اثر سایش می‌شود (۱۱۳) و به همین ترتیب پیچ‌های پوشش داده شده به طور قابل توجهی از دست دادن گشتاور کمتری را نسبت به پیچ‌های بدون پوشش پس از بارگذاری دوره‌ای نشان دادند (۱۱۲، ۱۱۳).

ریزشت در ایمپلنت‌های با هگزاگون داخلی بیشتر قابل مشاهده بود که خود ممکن است منجر به شل شدن بیشتر پیچ شود. نتایج مطالعات در خصوص تأثیر زاویه و شکل سر پیچ در بروز شل شدن پیچ هم‌سو بودند؛ اما در مورد طول پیچ، زاویه اباتمنت و قطر ایمپلنت نتایج متناقضی را نشان دادند، تکنیک سفت کردن مجدد پس از سفت کردن اولیه قبل از بارگذاری، توسط برخی از مطالعات پشتیبانی شده، اما هنوز اتفاق نظری در مورد یک روش درج توصیه شده در بالین وجود ندارد. با این وجود ایجاد ویژگی‌های مقاومت ضد چرخش می‌تواند بروز شل شدن پیچ را کاهش دهد.

سپاسگزاری

بدین وسیله از مرکز تحقیقات ایمپلنت‌های دندانی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان سپاسگزاری می‌گردد.

Elias و همکاران دریافتند که اتصال پیچ اباتمنت با پوشش تفلون به اندازه‌ی پیچ بدون پوشش پس از بارگذاری دوره‌ای پایدار نیست (۱۱۴). Wu و همکاران سطح پیچ اباتمنت را با روان‌کننده‌های مختلف پوشاندند. استفاده از روان‌کننده، گشتاور حذف را قبل و بعد از بارگذاری چرخه‌ای کاهش داده و پیچ روغن کاری شده بیشتر از پیچ بدون روان‌کننده مستعد شل شدن بود (۱۰).

نتیجه‌گیری

با توجه به مطالعات موجود و شواهد بیان شده، فاکتورهای متعددی می‌توانند در بروز شل شدن پیچ مؤثر باشند. طبق مطالعات فاکتورهایی نظیر عادات پارافانکشنال و تجربه ناکافی متخصص، استفاده از پروتزهای نامناسب، طول بلند کانتی‌لور، گیر افتادن بافت، افزایش طول Collar تکیه گاه و استفاده از ایمپلنت‌های با اتصال هگزاگون خارجی می‌توانند در افزایش بروز شل شدن پیچ تأثیرگذار باشند. اما اثر

References

- Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: a review. *J Esthet Restor Dent* 2019; 31(4): 338–45.
- Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant–abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011; 20(7): 510–6.
- Tang Z, Cao C, Sha Y, Lin Y, Wang X. Effects of non-surgical treatment modalities on peri-implantitis. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2002; 37(3): 173–5.
- Shibli JA, Ferrari DS, Siroma RS, Figueiredo LC de, Faveri M de, Feres M. Microbiological and clinical effects of adjunctive systemic metronidazole and amoxicillin in the non-surgical treatment of peri-implantitis: 1 year follow-up. *Braz Oral Res* 2019; 33(Suppl 1): e080.
- Sun F, Lv LT, Xiang DD, Ba DC, Lin Z, Song GQ. Effect of central screw taper angles on the loosening performance and fatigue characteristics of dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2022; 129: 105136.
- Shemtov-Yona K, Rittel D. Identification of failure mechanisms in retrieved fractured dental implants. *Engineering Failure Analysis* 2014; 38: 58–65.
- Shemtov-Yona K, Rittel D. Random spectrum loading of dental implants: An alternative approach to functional performance assessment. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2016; 62: 1–9.
- Sun F, Wang L, Li XC, Cheng W, Lin Z, Ba DC, et al. Effect of surface modification on the long-term stability of dental implant abutment screws by plasma nitriding treatment. *Surf Coat Technol* 2020; 399: 126089.
- Wang K, Geng J, Jones D, Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016; 63: 164–71.
- Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017; 75: 297–304.

11. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3-to 7-year longitudinal data. *Implant Dent* 2004; 13(3): 245–50.
12. Palmer R. Two-implant supported fixed partial prostheses provide a viable treatment alternative to 3-implant designs. *J Evid Based Dent Pract* 2007; 7(3): 114–5.
13. Polido WD, Vij A, Reti R, Fay S, Hosch GW. Dental implantology. *Oral Board Review for Oral and Maxillofacial Surgery* 2021; 69–93.
14. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006; 15(4): 427–35.
15. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001; 72(9): 1146–50.
16. Al-Jabbari YS, Al Jabbari Y, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino A. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 2: Metallurgical and microhardness analysis. *J Prosthodont* 2008; 17(3): 181–91.
17. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(Suppl 6): 22–38.
18. Jung UW, Choi JY, Kim CS, Cho KS, Chai JK, Kim CK, et al. Evaluation of mandibular posterior single implants with two different surfaces: A 5-year comparative study. *J Periodontol* 2008; 79(10): 1857–63.
19. Bickford JH, Oliver M. Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints. Boca Raton, FL: CRC Press; 2007.
20. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001; 85(1): 47–52.
21. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998; 42(1): 71–89.
22. Burquete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 592–9.
23. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003; 90(6): 539–46.
24. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng* 2014; 24(6): 2143–9.
25. Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol* 2012; 5(Suppl): S91–103.
26. Chen J, Wang L, Yang L, Zhang X, Huang B, Li J. The prosthetic screw loosening of two-implant supported screw-retained fixed dental prostheses in the posterior region: A retrospective evaluation and finite element analysis. *J Biomech* 2021; 122: 110423.
27. Pitman J, Van Craenenbroeck M, Glibert M, Christiaens V. Screw loosening in angulation-correcting single implant restorations: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2024; 132(3): 520–7.
28. Mao Z, Beuer F, Wu D, Zhu Q, Yassine J, Schwitalla A, et al. Microleakage along the implant–abutment interface: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Implant Dent* 2023; 9: 34.
29. Ortega-Martínez J, Delgado LM, Ortiz-Hernández M, Punset M, Cano-Batalla J, Cayon MR, et al. In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *Journal of Prosthetic Dentistry. J Prosthet Dent* 2022; 127(3): 470–6.
30. Lee KY, Shin KS, Jung JH, Cho HW, Kwon KH, Kim YL. Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 2020; 46(2): 133–42.
31. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Masahiro Aida Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 75(2): 457–63.
32. Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(2): 197–202.
33. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1): 76–94.
34. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant–abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 268–75.

35. Graf T, Güth JF, Schweiger J, Erdelt KJ, Edelhoff D, Stimmelmayer M. Biomechanical behavior of implants with different diameters in relation to simulated bone loss— an in vitro study. *Clin Oral Invest* 2023; 27(10): 5887–94.
36. Kim JS, Park YB, Choi H, Kim S, Kim HC, Kim SJ, et al. Influence of internal connection length on screw loosening in internal connection implants. *J Korean Acad Prosthodont* 2017; 55(3): 251-7.
37. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2019; 121(3): 398-403.
38. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 347-59.
39. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74(1): 51–5.
40. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh Jr PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(1): 29-36.
41. Szajek K, Wierszycki M. Screw preload loss under occlusal load as a predictor of loosening risk in varying dental implant designs. *J Mech Behav Biomed Mater* 2023; 148: 106165.
42. Maurício Moris IC, Lapria Faria AC, Faria Ribeiro R, Silveira Rodrigues RC. Torque Loss of Different Abutment Sizes Before and After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015; 30(6): 1256-61.
43. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. *Int J Environ Res Public Health* 2020; 17(22): 8685.
44. Coppedê AR, da Glória Chiarello de Mattos M, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(6): 624-32.
45. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(4): 290-8.
46. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1): 1–25.
47. Park JM, Baek CH, Heo SJ, Kim SK, Koak JY, Kim SK, et al. An in vitro evaluation of the loosening of different interchangeable abutments in internal-connection-type implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(2): 350-55.
48. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Ferreira A, Salido MP, Pradies G. Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behaviour and screw loosening. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29(12): 1230-8.
49. Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw Loosening with Interchangeable Abutments in Internally Connected Implants After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(1): 42-7.
50. Ju C, Lee Y, Hong SJ, Song SJ, Choi Y, Cho E, et al. Risk factors associated with screw loosening in CAD-CAM custom abutments: A 6-year retrospective study. *J Prosthet Dent* 2023; S0022-3913(23)00369-4.
51. Griggs JA. Dental Implants. *Dental clinics* 2017; 61(4): p857-871.
52. Alessandretti R, Borba M, Della Bona A. Cyclic contact fatigue resistance of ceramics for monolithic and multilayer dental restorations. *Dent Mater* 2020; 36(4): 535–41.
53. Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J Prosthet Dent* 2013; 110(5): 383–8.
54. Londhe SM, Gowda EM, Mandlik VB, Shashidhar MP. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Med J Armed Forces India* 2020; 76(1): 37–40.
55. dos Santos RB, Lenz U, Griggs JA, Estrela C, Bueno M dos R, Porto OCL, et al. Structural and torque changes in implant components of different diameters subjected to mechanical fatigue. *Dent Mater* 2024; 40(3): 493-9.
56. Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dent Mater* 2019; 35(11): e265-e271.
57. El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent* 2018; 4(1): 39.

58. Opler R, Wadhwani C, Chung KH. The effect of screwdriver angle variation on the off-axis implant abutment system and hexalobular screw. *J Prosthet Dent* 2020; 123(3): 524–8.
59. Goldberg J, Lee T, Phark JH, Chee W. Removal torque and force to failure of non-axially tightened implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 2019; 121(2): 322–6.
60. Salama A, Radwan M, Bushra S. Influence of thermo-mechanical aging on straight versus angled multi-unit abutments screw joint stability. *Egyptian Dent J* 2023 ; 69(1): 487–95.
61. Cavallaro Jr J, Greenstein G. Angled implant abutments: a practical application of available knowledge. *J Am Dent Assoc* 2011; 142(2): 150–8.
62. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2019; 121(1): 151–5.
63. Lee JH, Cha HS. Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *J Adv Prosthodont* 2018; 10(6): 415–21.
64. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(1): 59–62.
65. Kanneganti KC, Vinnakota DN, Rao Pottem S, Pulagam M. Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc* 2018; 18(2): 161–7.
66. Al-Sanea A, Aktas S, Celik T, Kisioglu Y. Effects of the internal contact surfaces of dental implants on screw loosening: A 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2023; 130(4): 603.e1–603.e11.
67. Coppedê AR, Cláudia Lapria Faria A, da Gloria Chiarello de Mattos M, Rodrigues RCS, Awad Shibli J, Ricardo RF. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(6): e321–9.
68. Ebadian B, Fathi A, Khodadad S. Comparison of the effect of four different abutment screw torques on screw loosening in single implant-supported prosthesis after the application of mechanical loading. *Int J Dent* 2021 2021: 3595064.
69. Vincent Arnetzl G, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Implants Res* 2016; 27(5): 553–7.
70. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005; 14(4): 378–82.
71. Agustín-Panadero R, Baixauli-López M, Fernández-Estevan L, Senent-Vicente G, Revilla-León M, Gómez-Polo M. Resistance to loosening of intentionally shortened screws used to solve the unsuccessful removal of fractured prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2024; 132(1): 165–71.
72. Kumar PR, Kalavathy N, Shetty MM, Sanketh AK, Anuradha V, Rajendran G. Various facets of screw loosening in implants: a review. *J Dent Sci* 2023; 15(1): 24–30.
73. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 164–71.
74. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(1): 55–8.
75. Félix LF, Medina M, Gómez-Polo C, Agustín-Panadero R, Ortega R, Gómez-Polo M. A novel technique using polytetrafluoroethylene tape to solve screw loosening complication in implant-supported single crowns. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18(1): 125.
76. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *J Oral Implantol* 2003; 29(5): 242–5.
77. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; 18: 97–113.
78. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(Suppl 6): 163–201.
79. Bacchi A, Paludo L, Mesquita MF, Schuh C, Federizzi L, Spazzin AO. Loosening torque of prosthetic screws in metal–ceramic or metal–acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *J Biomech* 2013; 46(7): 1358–62.
80. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9(2): 149–55.

81. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(5): 662-7.
82. Deepa R, Surendra Kumar G, Satish Babu C, Shetty S, Jnandev K, Rohit P. Influence of occlusal forces on stress distribution on preloaded dental implant abutment screw: A finite element analysis. *Int J Oral Implant Clin Res* 2013; 4(1): 16-23.
83. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002; 28(2): 67-73.
84. Jalali H, Moslemion N, Nokar S. Effect of blood and saliva contamination of the implant-abutment interface on the amount of preload. *Dentistry Adv Res* 2018; 3: 154.
85. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002; 88(4): 402-8.
86. Honório Tonin BS, He Y, Ye N, Chew HP, Fok A. Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2022; 127(6): 882-9.
87. Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions regarding reuse or replacement of implant prosthesis retaining screws: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017; 32(5): 985-91.
88. Alevizakos V, Bergmann AL, von See C. Removal of broken abutment screws using ultrasonic tip – a heat development in-vitro study. *BMC Oral Health* 2024; 24(1): 2.
89. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles and cyclic loading on abutment screw removal torque and screw thread morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33(1): 31-40.
90. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MAG. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent* 2011; 106(3): 159-69.
91. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong cm. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont* 2014; 6(2): 126-32.
92. Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Alikhasi M. Does abutment collar length affect abutment screw loosening after cyclic loading? *J Oral Implantol* 2015; 41(S1): 346-51.
93. Koosha S, Toraji S, Mostafavi AS. Effect of fluid contamination on the reverse torque values of abutment screws at implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2020; 123(4): 618-21.
94. Rathe F, Ratka C, Kaesmacher C, Winter A, Brandt S, Zipprich H. Influence of different agents on the preload force of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 2021; 126(4): 581-5.
95. Duyck J, Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2002; 15(4): 389-96.
96. Tallarico M, Fiorellini J, Nakajima Y, Omori Y, Takahisa I, Canullo L. Mechanical outcomes, microleakage, and marginal accuracy at the implant-abutment interface of original versus nonoriginal implant abutments: a systematic review of in vitro studies. *Biomed Res Int* 2018; 2018: 2958982.
97. Sahin C, Ayyildiz S. Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *J Adv Prosthodont* 2014; 6(1): 35-8.
98. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1): 124-32.
99. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent* 1995; 74(4): 373-9.
100. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2000; 83(4): 450-5.
101. Zeno HA, Buitrago RL, Sternberger SS, Patt ME, Tovar N, Coelho P, et al. The effect of tissue entrapment on screw loosening at the implant/abutment interface of external- and internal-connection implants: an in vitro study. *J Prosthodont* 2016; 25(3): 216-23.
102. Goiato MC, Shibayama R, Filho HG, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, et al. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol* 2016; 40(2): 35-42.
103. Freitas da Silva EV, Micheline dos Santos D, Vilela Sonogo M, Marcela de Luna Gomes J, Pellizzer EP, Coelho Goiato M. Does the presence of a cantilever influence the survival and success of partial implant-supported dental prostheses? Systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33(4): 815-23.
104. Chen H, Liu N, Xu X, Qu X, Lu E. Smoking, radiotherapy, diabetes and osteoporosis as risk factors for dental implant failure: a meta-analysis. *PLoS One* 2013; 8(8): e71955.
105. Lovera-Prado K, Vanaclocha V, Atienza CM, Vanaclocha A, Jordá-Gómez P, Saiz-Sapena N, et al. Barbed Dental Ti6Al4V Alloy Screw: Design and Bench Testing. *Materials* 2023; 16(6): 2228.

106. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol* 2001; 27(2): 63–72.
107. Londhe SM, Gowda EM, Mandlik VB, Shashidhar MP. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Medical Journal Armed Forces India* 2020; 76(1): 37–40.
108. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004; 91(4): 326–34.
109. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(Suppl 6): 202–16.
110. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci* 2008; 16(1): 55-8.
111. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86(1): 24–32.
112. Wittneben JG, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions- a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(Suppl): 84-98.
113. Anchieta RB, Machado LS, Bonfante EA, Hirata R, Freitas Jr. AC, Coelho PG. Effect of Abutment Screw Surface Treatment on Reliability of Implant-Supported Crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(3): 585-92.
114. Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C*. 2006; 26(8): 1361–6.