Archive of SID

مقایسه تاثیر سه سیستم ایمپلنت بر میزان شل شدن پیچ اباتمنت

دکتر فرزانه فرید[۱] ،دکتر حبیب حاج میر اقا[۱] ، دکتر ایلناز پورنصیری[۲#]

۱- استادیار گروه آموزشی پروتز های دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران

۲- استادیار گروه آموزشی پروتز های دندانی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی گیلان

خلاصه:

سابقه و هدف: در کنار تنوع سیستم های ایمپلنت بسیاری از شرکت ها اقدام به ساخت اجزایی مشابه اجزای قطعات سیستم های ایمپلنتی رایج کرده و ادعا نموده اند که تطابق کاملی با آن دارند. هدف از انجام این مطالعه مقایسه میزان شل شدن پیچ اباتمنت های سیستم ITI و سیستم های مشابه آن است .

مواد و روش ها: در این تحقیق که بر روی ۳۰ عدد دامی ایمپلنت ITI انجام شد، ۱۰ عدد اباتمنت سیستم ITI و ۱۰ عدد اباتمنت سیستم COWELL و ۱۰ عدد اباتمنت Euroteknika بسته شد مجموعه با دستگاه تورکمتر تورک داده شد، میزان RTV اولیه با همان دستگاه اندازه گیری شده و مجددا تا ۳۵ نیوتن ثابت شد و در بلوک های آکریلی مانت شده و در دستگاه cyclic load تحت نیروی ۷۵ نیوتن بر سانتی متر با فرکانس ۵۰۰۰۰ دور در دقیقه قرار گرفت RTV نهایی مجدا اندازه گرفته شد نتایج بدست آمده باانالیز ANOVA مورد بررسی قرار گرفت.

یافته ها: میزان RTV اولیه در اباتمنت های ITI قبل از بارگذاری ۳۰/۷±۲/۲۶ N/Cm و بعد از بارگذاری به ۲۳/۰ N/Cm کاهش یافت این میزان در سیستم Euroteknika قبل و بعد از بارگذاری به ترتیب ۲۹/۱±۲/۶ N/Cm و ۲۱/۰ و در سیستم COWELL N/Cm ۲۹/۲±۳/۶۱ و ۲۱/۶±۲/۴۱ بدست آمد. . مقادیر RTV بعد از بارگذاری دوره ایی در گروه های مختلف با یکدیگر تفاوت معنا داری با یکدیگر نداشت.

نتیجه گیری: به نظر می رسد ۳ نوع اباتمنت مورد بررسی (ITI,COWELL,Euroteknika)در شرایط مشابه از نظر میزان شل شدن پیچ اباتمنت ندارند.

کلمات کلیدی: ایمپلنت دندانی، تورک، بارگذاری ایمپلنت دندانی

وصول مقاله: ۹۵/۲/۲۷ اصلاح نهایی: ۹۵/۱۱/۵ پذیرش مقاله: ۹۵/۱۱/۲۵

مقدمه:

یکی از مشکلات پروتز های ایمپلنت شل شدن پیچ متصل کننده قطعات مختلف به یکدیگر می باشد. پیچ‌های پروتزی فاقد ثبات و شل می‌توانند منجر به بروز عوارض جدی‌تری نظیر شکستن پیچ و شل شدن پروتز و یا شکست ایمپلنت گردند.[۲،۱]

عوامل مختلفی را در بروز screw loosening موثر دانسته‌اند که از آن جمله می‌توان به طرح و ابعاد رستوریشن، عدم تطابق پروتز با اباتمنت و یا اباتمنت با ایمپلنت، نیروی سفت کردن ناکافی پیچ[۳]، بارگذاری بیش از حد بیومکانیکی[۴]، جنس ماده‌ی پیچ و طراحی آن[۵]، میزان نیروی جویدن بیمار، وجود یا عدم وجود عادات پارافانکشنال[۳] و نیز میزان دقت قطعات متصل شونده اشاره کرد.

نویسنده مسئول مکاتبات: دکتر ایلناز پورنصیری تلفن: ۰۱۳۳۳۱۱۲۴۱۶ پست الکترونیک: pournasiri_elnaz@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

عدم تطابق می‌تواند بین قطعات یک سیستم و یا ترکیب قطعات سیستمهای مختلف باشد. مطالعات نشان می دهند میزان تطابق میان قطعات یک سیستم قابل اطمینان تر ودر نتیجه امکان ایجاد مشکلات ناشی از عدم تطابق کمتر می‌باشد.[۱،۲،۶] از طرفی برخی شرکت‌ها اقدام به ساخت اجزای مشابه با قطعات سیستم‌های رایج نموده‌اند. منظور از ساخت این قطعات، در اختیار قرار دادن گزینه‌های بیشتر هنگام انتخاب اباتمنت، بویژه در صورت عدم دسترسی به قطعات اصلی و کاهش هزینه ها عنوان شده است. نکته مهم در استفاده از این قطعات، میزان موفقیت ، طول عمر درمان پروتزی و میزان تطابق آنها می باشد. علیرغم ادعای کارخانه ها مبنی بر تطابق کامل این اجزا با قطعات اصلی، ضروری است میزان تطابق آنها در تحقیقات متعدد ارزیابی گردد، زیرا عدم تطابق دقیق بین قطعات ایمپلنت و اباتمنت باعث ایجاد مشکلات بیولوژیک و مکانیکی متعددی می‌شود.[۷-۱۰]

در شرایط بالینی، مجموعه ایمپلنت/اباتمنت در معرض استرس‌های تکرار شونده قرار دارند. بنابراین، به منظور پیش‌بینی عملکرد سیستم‌های ایمپلنت، شبیه‌سازی این استرس‌های تکرار شونده ضرورت دارد. [۱۱] بارگذاری دوره‌ای (cyclic loading)، فرآیند شبیه‌سازی نیروهای اکلوزالی بوده که جهت بررسی پایداری اتصال ایمپلنت/اباتمنت مورد استفاده قرار می گیرد.

هدف از انجام این تحقیق مقایسه‌ی میزان screw loosening از طریق برآورد مقادیر RTV :(reverse torque value) به دنبال اعمال بارگذاری دوره‌ای در سیستم ایمپلنت ITI و سیستم‌های compatible آن(Euroteknika و Cowell) است.فرضیه صفر مطالعه عدم وجود تفاوت معنا دار بین RTV گروه کنترل و گروه‌های مشابه است و فرضیه یک مطالعه وجود اختلاف معنادار بین گروه کنترل و گروه‌های مشابه است.

مواد و روش ها:

در این تحقیق تجربی- آزمایشگاهی،۳۰ عدد dummy ایمپلنت ITI (Institut Straumann AG Waldenburg, Switzerland) از نوع tissue level و internal connectionبه طول ۱۲میلی متر و قطر۸/۴ میلی متر انتخاب و در۳ گروه ده تایی قرار داده شدند.

درگروه اول (گروه کنترل) روی ایمپلنت، اباتمنت‌های مستقیم همان سیستم (Synocta, Ø 4.8, 5.5mm)قرار داده شد. در گروه دوم، از اباتمنت‌های مستقیم سیستم Cowell (Cowell Medi, shoulder abutment, 5,5mm, Ø 4.8)و در گروه سوم از اباتمنت‌های مستقیم سیستم Euroteknika (Euroteknika (Aesthetica, 5.5mm, Ø4.8) استفاده شد.

در مرحله بعد، روکش‌های فلزی یکسان به صورت سیلندریک و با ضخامت یکنواخت و با شیب سطح اکلوزالی حدود ۳۰ درجه برای تمام اباتمنت‌ها ساخته شد. جهت یکسان سازی کراون ها از ایندکس پوتی بر روی wax up نخستین اباتمنت و انتقال آن به سایر اباتمنت ها استفاده گردید. هر الگوی مومی به تنهایی اسپروگذاری شده و با آلیاژ بیس متال (DAMACAST NB, china) ریخته شد. روکش هاجهت نشستن کامل بر روی اباتمنت ها ادجاست گشتند.

نمونه ها با کمک دستگاه سوریور و به صورت عمود در بلوک هایی از جنس پلاستیک مانت شده و اباتمنت ها به طور اولیه بر روی ایمپلنت بسته شدند و سپس مجموعه ایمپلنت- اباتمنت به کمک میله آنالیزور به طور مستقیم درون بلوک پلاستیکی قرار گرفت و اطراف آنها رزین آکریلی self cure (آکروپارس،ایران) تا زیر ناحیه polishing surface ایمپلنت ریخته شد.

سپس پیچ اباتمنت، با دستگاه تورک متر الکتریکی (Lurton electronic torque meter, Lurton electronic Enterprise Co, Taiwan) تا میزان ۳۵ نیوتن بر سانتی متر

www.SID.ir

Archive of SID

سفت گردید. سپس مطابق پروتکل Dixonو Breeding و همکاران بعد از۱۰ دقیقه، سفت کردن مجدد پیچ با Torque مشابه قبل، انجام گشت. [۱۲] پس از گذشت ۵ دقیقه RTV اولیه با دستگاه تورکمتر دیجیتالی اندازه گیری شد(شکل۱).

شکل۱- دستگاه تورکمتر الکتریکی جهت وارد کرن نیروی تورک نهایی و اندازه گیری RTV

جهت چسباندن روکش های فلزی از سمان موقت tempbond(Kerr, salerno, Italia)همراه با کمی وازلین (جهت خارج کردن راحت تر روکش ها در پایان آزمایش) استفاده گردید.

در مرحله بعد بلوک های پلاستیکی در مرکز نگهدارنده مخصوص دستگاه cyclic loading(custom made) قرار گرفته و نیروی فشاری به اندازه ۷۵ نیوتن به تعداد ۵۰۰۰۰۰ سیکل (معادل ۲۰ ماه نیروی جویدن در شرایط بالینی(و با فرکانس ۷۵ دور در دقیقه (معادل تعداد دفعات جویدن در انسان) به مرکز هر نمونه وارد شد.(شکل۲)

شکل ۲- دستگاه cyclic loading(custom made) جهت وارد کردن نیروهای فشاری تکرار شونده

بعد از اتمام ۵۰۰۰۰۰ سیکل، روکش‌ها خارج و با استفاده از Torque meter الکتریکی ، میزان RTV درپیچ هر اباتمنت اندازه گیری و ثبت شد و نتایج حاصل با استفاده از آنالیز repeated measure ANOVA مقایسه گردید. میزان خطای نوع اول در این تحقیق برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها:

تحقیق روی تعداد ۳۰ نمونه و در هر گروه ۱۰ نمونه انجام گرفت. میزان شل شدگی بر حسب مراحل و به تفکیک نوع ایمپلنت در جدول شماره ۱ ارائه گردید و نشان می دهد که میزان اولیه و قبل از بارگذاری در سه گروه مشابه بوده و اختلافی نداشته است. (P<۰/۹)

میزان شل شدگی در سه گروه بعد از بارگذاری نیز مشابه بوده و اختلافی دیده نشد. (P<۰/۴)

میزان تغییرات شل شدن داخل گروه قبل و بعد از بارگذاری کمتر شده و این اختلاف در داخل گروه به لحاظ آماری معنی دار است. (P<۰/۰۱)

در جدول ۱، مقادیر نیروی دتورک قبل و بعد از بارگذاری دوره‌ای در سیستم‌هایITI ، Euroteknikaو Cowell نشان داده شده است. براین اساس، میزان دتورک در نمونه ITI قبل از بارگذاری دوره‌ای معادل ۳۰/۷ ±۲/۲۶ بود که بعد از بارگذاری دوره‌ای این مقادیر به ۲۳ N.cm نیوتن بر سانتی متر کاهش یافت. همچنین در سیستم Euroteknika مقدار نیروی دتورک قبل از بارگذاری برابر ۲۹/۱±۲/۶ N.cm بود و پس از آن پس از آن برابر۲۱/۰ N.cm می باشد.

در سیستم Cowell نیز نیروی دتورک قبل از بارگذاری برابر ۲۹/۲±۳/۶۱ بوده که پس از بارگذاری دوره‌ای به ۲۱/۶±۲/۴۱ نیوتن بر سانتی‌متر کاهش یافت.

آزمون ANOVA نشان داد مقادیر نیروی دتورک در گروه ها مختلف مورد بررسی تفاوت‌های معنی‌داری نداشته است (p=۰/۹۵).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱- میزان شل شدگی بر حسب مراحل و به تفکیک نوع ایمپلنت

میزان شل شدگی / سیستم ها	قبل از بارگذاری	بعد از بارگذاری	نتیجه آزمون داخل گروه
ITI	۳۰/۷±۲/۲۶	۲۳±۴/۶۳	P<۰/۰۱
Euroteknika	۲۹/۱±۲/۶	۲۱	
Cowell	۲۹/۲±۳/۶۱	۲۱/۶±۳/۸۹	
نتیجه آزمون	P<۰/۹	P<۰/۴	

بحث:

در این مطالعه فرضیه صفر پذیرفته شد یعنی اختلاف معناداری بین RTV بعد از cyclic load در گروه با اباتمنت های اصلی و در گروه با اباتمنت های مشابه یافت نشد و لذا فرضیه یک مطالعه رد شد.

تحقیقات متعددی درباره میزان تطابق و دقت ایمپلنت‌ها و اباتمنت دریک سیستم انجام شده، ولی مطالعات درباره نتایج استفاده از ترکیب قطعات ایمپلنت از یک شرکت سازنده با اباتمنت‌های ارائه شده توسط سازندگان دیگر محدود است.

شل شدن پیچ از جمله رایج ترین مشکلاتی است که در استفاده از ایمپلنت به دنبال ورود نیرو های دوره ای و یا بیش از حد دیده می شود.[۶،۱۳-۱۵] خستگی ناشی از بارگذاری‌های دوره‌ای باعث از دست رفتن preload و در نهایت شل شدن پیچ خواهد گشت. با ورود نیروهای اگزیالی و خمشی بیش از حد تسلیم، پیچ دچار تغییر شکل پلاستیک می‌گردد که نتیجه آن شل شدن و به دنبال آن شکستن پیچ است.

Kimو همکاران میزان شل شدن اباتمنت‌های اصلی و Compatibleسیستم ITI را قبل و بعد از بارگذاری دوره‌ای مقایسه نمودند.[۱۶] آنها دریافتند که میزان screw loosening به دست آمده از مجموعه ایمپلنت و اباتمنت ITI به طور معنی داری کمتر از سایر گروه‌ها می باشد، بنابراین استفاده از اباتمنت و ایمپلنت ارائه شده توسط شرکت سازنده را برای پیشگیری از شل شدن پیچ اباتمنت توصیه کردند Cashman و همکاران نیز میزان RTV در سیستم ITI را به طور معنی داری بیشتر از سیستم های مشابه آن یافتند.[۱۷] علت تفاوت RTV بدست آمده در این مطالعه با مطالعات عنوان شده را می توان در استفاده آنها از اباتمنت های Solid دانست. در بررسی های انجام شده مشخص گردیده که میزان Screw loosening در اباتمنت های solid سیستم ITI به میزان مشخصی بالاتر از اباتمنت های two piece آن می باشد.[۱۸] همچنین علت این اختلاف را می توان در تعداد سیکل ها و نیروی وارده عنوان کرد.

اباتمنت‌های ITI از تیتانیوم خالص Grade IV ساخته شده اند. در این اباتمنت ها، سخت سازی (Work Hardening) رزوه ها جهت افزایش ویژگی های فیزیکی آنها انجام می گردد. همچنین تیتانیوم استعداد سایش و پوست پوست شدن را داشته و به دنبال این فرآیند، قسمت‌های جفت آن خشونت بیشتری پیدا کرده و مکانیسم ایجاد نیروهای preload را تحت تأثیر قرار می‌دهد بنابراین جهت افزایش سختی سطحی و کاهش سایش , تیتانیوم-نیترید در سطح آنها بکار برده می شود[۱۷]

اباتمنت‌های مشابه (compatible)با ITI معمولا از آلیاژ تیتانیوم ساخته شده اند که استحکام و elastic modulus بیشتری داشته و نیازی به درمان های سطحی مشابه تیتانیوم خالص ندارند. بدون تردید، تفاوت در ترکیبات شیمیایی، روش ساخت و درمان‌های سطحی انجام شده روی اباتمنت ها ، می‌تواند compatibility آنها را با سیستم‌های دیگر تحت تأثیر قرار دهد.[۱۹]

در مطالعه حاضر میزان RTV بدست آمده از محصولات یک کارخانه با یکدیگر تفاوت داشت. این تفاوت به علت تغییرات ریزی است که در مراحل finishing هر screw وجود دارد و در نتیجه میزان embedent relaxation و preload واقعی هر screw با یکدیگر متفاوت خواهد بود.[۲۰] بعلاوه علی رغم دقت کافی در فرایند ساخت ایمپلنت، خشونت سطحی در اجزای مختلف همواره وجود داشته و این موضوع می‌تواند باعث کاهش مقادیر preload گردد. همچنین پیچ‌های ساخته شده توسط یک کارخانه در سری‌های مختلف ساخت ممکن است

www.SID.ir

Archive of SID

تفاوت‌هایی نیز از نظر مقادیر استحکام کششی با یکدیگر داشته باشند[۲۳-۲۱]

مشابه با مطالعه‌ای در سال ۲۰۰۹، مطالعه حاضر نیز هر ۳ گروه دچار کاهش میزان RTV اولیه قبل از بار گذاری دوره ای گردیدند . گفته می شود هنگام سفت کردن پیچ اباتمنت، پیچ به دلیل وجود اصطکاک بین رزوه های آن و رزوه داخلی ایمپلنت دچار آسیب و creeping شده که میزان تورک بسته شدن را حدود ۲ تا ۱۰ درصد کاهش می‌دهد.[۲۴] میزان این کاهش به جنس پیچ و نوع سیستم ایمپلنت بستگی دارد. [۲۴] از این رو پیشنهاد شده در شرایط بالینی، پیچ اباتمنت یک بار با میزان تورک پیشنهادی بسته شده و دوباره ۱۰ دقیقه بعد سفت گردد[۱۲،۲۵] البته این نتایج با نتایج مطالعه Katsuta و همکاران متفاوت بوده زیرا آنها در بررسی میزان RTV قبل از بارگذاری در مجموعه ایمپلنت و اباتمنت ITI میزان نیروی باز کردن را بیشتر از نیروی بستن یافتند.[۲۶]

در مطالعه حاضر به دنبال اعمال بارگذاری‌های دوره‌ای مقادیر RTVکاهش یافت که بر اساس مطالعه Bickford و همکاران ورود نیرو های خارجی به علت لرزش پیچ، سایش سطوح در تماس و setteling effect باعث کاهش پیش رونده preload می گردد.[۲۷]

همانطور که بیان شد عوامل مختلفی روی شل شدن پیچ اباتمنت موثر است که از جمله آنها می توان به میزان fitness بین ایمپلنت و اباتمنت اشاره کرد.[۱۵] بنابراین در بعضی از مقالات جهت بررسی میزان screw loosening بجای تعیین میزان torque loss به بررسی میزان تطابق بین اجزا پرداخته‌اند.[۲۸،۲۹]

بدین منظور Mattheos و همکاران به بررسی میزان اختلاف مورفولوژیکال بین ایمپلنت سیستم ITI و اباتمنت های اصلی و مشابه آن پرداختند. در این مطالعه مشخص شد که هر دو اباتمنت مشابه در مقایسه طولthread پیچ ها, میزان تطابق در محل شولدر ایمپلنت و قسمت داخلی connection تفاوت معنا داری با اباتمنت اصلی داشتند. [۲۸]

به عبارتی می توان گفت استفاده موفقیت آمیز از قطعات مشابه به میزان استانداردسازی کارخانه و machining toleranceقطعات بستگی دارد. انتظار می رود قطعات مشابه بتواند تا حد امکان اباتمنت های اصلی را کپی کرده و میزان خطای ماشینی در آنها حداقل باشد.[۲۹]

بر اساس نتایج تحقیق حاضرتفاوت معنی دار ی درمیزان شل شدن پیچ ۳ گروه دیده نشد ولی جهت تعمیم نتایج به شرایط بالینی نیاز به تحقیقات invivo بیشتری می باشد. علی رغم کاهش میزان RTV در نمونه های این مطالعه ،هیچ مورد Screw Loosening قابل مشاهده وجود نداشت بنابر این تعیین مقدار RTV که بتواند منجر به شل شدن پیچ و لقی اباتمنت شود نیازمند تحقیقات بیشتری است.

از طرف دیگر، اعتبار مقادیر RTV در قبل و بعد از بارگذاری به واسطه‌ی وجود دفورمیتی پلاستیکی و cold welding باید بیشتر ارزیابی گردد.[۳۰]

شواهد بیشتری نیاز است تا بتوان از روی آنها استفاده از طراحی‌های مختلف ایمپلنت / اباتمنت و قطعات مختلف از سازندگان مختلف را به همراه سیستم‌های معتبر ایمپلنت در شرایط بالینی توصیه نمود. در نهایت باید گفت اگرچه میزان RTV بین ایمپلنت و اباتمنت اصلی سیستم ITI بیشتر بود ولی اختلاف آن با سایر گروه ها معنی دار نبوده است.

نتیجه گیری:

در مجموع، نوع اباتمنت در سیستم‌های ITI، Euroteknika و Cowell اثر معنی‌داری در مقادیر شل شدن پیچ متعاقب بارگذاری‌های دوره‌ای نداشته و لذا می‌توان از قطعات اباتمنت جایگزین و compatible در سیستم ایمپلنت ITI استفاده کرد، بدون اینکه میزان شل شدن پیچ اباتمنت در آنها تغییرات قابل توجهی داشته باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

References:

1. 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.
2. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained *versus* screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. J Prosthet Dent 1997;77(1):28-35.
3. McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11(3):331–9
4. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey J. Elongation preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(5): 529–36.
5. 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.
6. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. Int J Prosthodont 2003;16(2):172-6
7.Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants .1997 ,12(4):527–40
8. Vidigal GM Jr, Novaes AB Jr, Chevitarese O, de Avillez RR, Groisman M. Evaluation of the implant-connection interface using scanning electron microscopy. Braz Dent J 1995;6(1):17–23.
9. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. Int J Prosthodont 2002;15(1):38–42.
10. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(5):620-5.
11. Keulemans F, Van Dalen A, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Static and dynamic failure load of fiber-reinforced composite and particulate filler composite cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. J Adhes Dent 2010;12(3):207–14
12. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 1995;74(3):270–8.
13.Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. J Prosthet Dent 1998;79(1):74–8.
14. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent 1990;64(2):185–94.
15. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003;90(2):121–32.
16. 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.
17. Cashman PM, Schneider RL, Schneider GB, Stanford CM, Clancy JM, Qian F. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/implant interface for a unitarian abutment design. J Prosthodont 2011:20(7):503–9
18.Ghanbarzadeh J. Torque Removal Evaluation of Screw in One-Piece and Two-Piece Abutments Tightened with a Handheld screwdriver. J Dent 2013;3(1):6–8.
19.Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. Int Dent J 2003;53(6):409–43
20.Schulte JK. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. Implant Dent 1994;3(1):51–3
21. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. J Prosthodont 1995;4(1):23–7.
22. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. Implant Dent 1994;3(1):17–21
23. Shigley J. Mechanical engineering design. 3nd ed. McGraw-Hill: New York; 1977
24. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J 2009;28(4):373–81.
25. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. Int J Prosthodont 1993;6(5):435–9.
26.KatsutaY,Watanbe F.Abutment screw looseningof endosseous dental implant body/abutment joint by cyclic torsional loading test at the initial stage. Dent Mater J 2015;34(6):896-902.
27. Bickford J. Introduction to the design and behavior of bolted joints. Hoboken, NJ, Taylor Francis; 2008
28.Mattheos N,Li X ,Zampelis A,Ma L,Janda M.Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications:a pilot study. Clin Oral Implants Res 2016;27(11): 134-143
29. Zanardi PR, Costa B, Stegun RC, Sesma N, Mori M, Laganá DC. Connecting accuracy of interchanged prosthetic abutments to different dental implants using scanning electron microscopy. Braz Dent J 2012;23(5):502–7.
30.Solá-Ruíz MF, Selva-Otaolaurruchi E, Senent-Vicente G, González-de-Cossio I, Amigó-Borrás V. Accuracy combining different brands of implants and abutments. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2013;18(2): 332–6

www.SID.ir