

مقایسه میزان حداکثر تورک دستی در سه نوع سیستم ایمپلنت

دکتر حسینعلی ماهگلی^۱ - دکتر حبیب حاج میرآقا^۱ - دکتر سعید نوکار^۲ - دکتر یوسف جعفریان^۳

۱- استادیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

۲- دانشیار گروه آموزشی پروتزهای دندانی، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

۳- دندانپزشک، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

Manual maximum closing torque in three implant abutment systems

Hoseinali Mahgoli¹, Habib Hjmirağa¹, Saied Nokar^{2†}, Yousef Jafarian³

1- Assistant Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2[†]- Associated Professor, Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (snir2500@yahoo.com)

3- Dentist, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Background and Aims: Differences within shape and size of hand wrenches in different systems could affect the torque applied. Therefore, evaluation of wrenches has been emphasized. The aim of the present study was to compare the torque values of the long and short torque wrenches in different implant systems including ITI, Implantium and Nobel Biocare.**Materials and Methods:** In this experimental trial, 5 dentists with at least 5 years of professional experience closed the abutment screw in different implants systems using the long and short manual wrenches while the wrench-induced torque values were calculated by digital torque-meter. Torque application was done for 3 times with 10-minutes resting time between each wrench uses in the habitual closing torque manner. Data were analyzed using two-way analysis of variance test in different implant systems, while the paired comparisons were done using Tukey post hoc test.**Results:** The maximum torque values of the long manual wrenches were 27.73±4.57 Ncm, 34.6±8.09 Ncm and 30.6±6.94 Ncm for the ITI, Implantium, and Nobel Biocare systems, respectively. While the values were reported to be 26.4±5.3 Ncm, 35.27±7.94 Ncm and 30.13±5.26 Ncm in the short manual wrenches for the ITI, Implantium and Nobel Biocare systems, respectively. Significant differences were found between ITI and Implantium (P<0.0001), and between Implantium and Nobel Biocare systems (P<0.021). However, no significant differences were observed between ITI and Nobel Biocare systems regarding wrench-induced torque values (P>0.05).**Conclusion:** From the results, the torque values obtained by different long and short manual wrenches were specific to different implant systems. These values were less in ITI and Nobel Biocare systems and higher in implantun than those range provided for the implant systems by the companies.**Key Words:** Torque, Manual wrenches, Implant systems

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2019;32(2):75-82

† مؤلف مسؤول: تهران - انتهای خیابان امیرآباد - دانشکده دندانپزشکی - دانشگاه علوم پزشکی تهران - گروه آموزشی پروتزهای دندانی
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: snir2500@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: اختلاف در شکل و اندازه آچارهای دستی در سیستم‌های مختلف، تورک اعمال شده را تحت تأثیر قرار می‌دهد. تحقیق حاضر با هدف بررسی مقایسه‌ای مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه در سه سیستم مختلف ایمپلنت شامل ITI، Nobel Biocare و Implants انجام شد. **روش بررسی:** در این تحقیق آزمایشگاهی، ۵ دندانپزشک ماهر با حداقل ۵ سال سابقه کار کلینیکی ایمپلنت، با استفاده از آچارهای دستی بلند و کوتاه، حداکثر نیروی بسته شدن را اعمال نموده و مقادیر تورک با استفاده از تورک متر دیجیتال اندازه‌گیری شد. اعمال نیروی تورک به تعداد ۳ بار و با فاصله زمانی ۱۰ دقیقه در شرایط یکسان انجام شد. آزمون آنالیز واریانس دو طرفه و مقایسه‌های دو به دوی گروه‌ها نیز با استفاده از آزمون مقایسه‌های متعدد Tukey انجام شد. **یافته‌ها:** در آچارهای دستی بلند، مقادیر تورک در سیستم‌های ITI، Nobel Biocare و Implants به ترتیب برابر $27/73 \pm 4/57$ Ncm و $34/6 \pm 8/09$ Ncm و $30/6 \pm 6/94$ Ncm برآورد شد. در آچارهای دستی کوتاه، این مقادیر به ترتیب برابر $26/4 \pm 5/3$ Ncm، $35/27 \pm 7/94$ Ncm و $30/13 \pm 5/26$ Ncm به دست آمد. تفاوت‌های معنی‌داری بین سیستم‌های ایمپلنت ITI و Implants ($P < 0/001$) و نیز سیستم‌های Implants و Nobel Biocare ($P < 0/021$) وجود داشت ولی تفاوت مقادیر تورک آچارهای دستی در سیستم‌های ITI و Nobel Biocare از نظر آماری معنی‌دار نبود. **نتیجه‌گیری:** مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه برحسب سیستم‌های ایمپلنت مختلف متفاوت بود. این مقادیر، در سیستم‌های ITI و Nobel Biocare کمتر و در سیستم Implants بیشتر از مقادیر پیشنهادی شرکت‌های سازنده بود.

کلید واژه‌ها: کشتاور، آچارهای دستی، سیستم ایمپلنت

وصول: ۹۷/۱۱/۰۲ اصلاح نهایی: ۹۸/۰۶/۰۱ تأیید چاپ: ۹۸/۰۶/۰۳

مقدمه

اجزای متصل به هم، سایش و خصوصیات ماده نیز می‌باشد (۱۰-۶). درصد قابل توجهی از مجموعه‌های اباتمنت/ایمپلنت تمایل دارند بعد از بارگذاری فانکشنال شل شوند که این موضوع می‌تواند منجر به شکست کامل اجزاء، بارگذاری بیش از حد و آسیب به ایمپلنت‌های متصل به هم شده و بافت‌های حمایت کننده ایمپلنت را به صورت منفی تحت تأثیر قرار دهد (۱۵-۵، ۱۱). اثرات متقابل عوامل بالینی نیز می‌تواند منجر به شل شدن پیچ و از دست رفتن نیروی preload گردد. هنگامی که پیچ اباتمنت تحت اعمال نیروی تورک قرار می‌گیرد، استرس کششی در درون پیچ ایجاد شده و مجموعه اباتمنت/ایمپلنت را تحت فشار قرار می‌دهد. به دنبال بارگذاری فانکشنال، نیروهای اکلوژالی اغزیال و غیراغزیال که در درون رستوریشن عمل می‌نمایند، موجب جابجایی در اباتمنت شده و در نتیجه ممکن است رزوه آزاد شده و تورک preload از بین برود (۱۷، ۱۶، ۷). هم زمان، طراحی مناسب ژئومتری و دقت تطابق اجزای متناظر یکدیگر می‌تواند در برابر این نیروها مقاومت نمایند (۱۸). برای جلوگیری از حذف preload و کاهش احتمال شل شدن پیچ، کلینسین باید از نیروی تورک کافی برای بستن اباتمنت استفاده نماید (۲۰، ۱۹). مقادیر نیروی تورک هنگام بستن اباتمنت به ایمپلنت، برحسب نوع پیچ اباتمنت، طراحی آن، قطر و نوع ایمپلنت از ۲۰ تا ۳۵ N/cm متفاوت گزارش شده است. علاوه بر این، تفاوت‌هایی از نظر مقادیر بسته شدن مکانیکی و دستی در اباتمنت‌های سیستم Branemark نیز دیده

موفقیت نهایی درمان‌های پروتز متکی بر ایمپلنت به طور مستقیم با درک کلینسین نسبت به خصوصیات بیولوژیکی میزبان انسانی و جنبه‌های مکانیکی سیستم‌های ایمپلنت بستگی دارد. با وجود ارزیابی حد فاصل‌های بیولوژیکی در تحقیقات، مطالعات اندکی درباره فاکتورهای مکانیکی در سیستم‌های مختلف انجام شده است. در شرایط osseointegration، شکست بیولوژیکی ایمپلنت با بارگذاری بیش از حد اکلوژالی مرتبط دانسته شده است، در حالی که عدم موفقیت‌های ایمپلنت با شل شدن پیچ و شکست آن ارتباط دارد (۵-۱).

هدف اولیه از بستن پیچ در درمان‌های ایمپلنت، ایجاد نیروی اتصال کافی برای نگهداشتن دو قسمت مختلف با یکدیگر بوده تا از این طریق، ثبات لازم در اطراف اتصالات پیچ فراهم شود (۶). در صورتی که اتصال پیچ با مشکل روبرو شود، پیچ یا شل شده و یا دچار شکست خواهد شد. ثبات اتصال پیچ به عنوان یکی از عملکردهای استرس‌های preload در نظر گرفته شده است، هنگامی که میزان تورک سفت کردن برای اتصال قسمت‌های مختلف به همدیگر مورد استفاده قرار می‌گیرد. نیروی preload فشاری است که در مجموعه پیچ هنگام سوار کردن اباتمنت و از طریق تورک بسته شدن ایجاد شده و واحدهای مستقل را با هم نگه می‌دارد. میزان تورک بهینه preload تحت تأثیر ژئومتری پیچ، ارتباطات تماسی بین پیچ و سوراخ آن، تماس بین سطوح حامل، تماس بین پیچ و

شده است (۲۱،۲۲). اکثر سازندگان سیستم‌های ایمپلنت، آچارهای تورک مکانیکی را به همراه آچارهای دستی ارائه می‌نمایند. با این وجود، آچارهای تورک دستی هنوز استفاده‌های زیادی در شرایط بالینی دارند، هرچند توانایی آن‌ها در اعمال نیروی preload بهینه مورد تردید قرار گرفته است (۲۳). علاوه بر این، هنوز مشخص نگردیده که آیا اپراتورها می‌توانند با استفاده از آچارهای دستی تورک، همان نیروی تورکی را اعمال نمایند که در محدوده مقادیر پیشنهادی سازندگان سیستم‌های مختلف است یا نه؟

این تحقیق با هدف مقایسه میزان تورک ناشی از آچارهای دستی در سه سیستم مختلف ایمپلنت انجام شد.

روش بررسی

این تحقیق به روش تجربی- آزمایشگاهی روی سه سیستم مختلف ایمپلنت (ITI (Straumann, Basel, Switzerland)، Noble Biocare و Implantium (Dentium, Seoul, Korea) (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) انجام شد. از ۵ دندانپزشک متخصص پروتز ماهر با حداقل پنج سال سابقه کاری در درمان‌های پروتزی متکی بر ایمپلنت در محدوده سنی ۵۵-۵۰ سال و قد ۸۰-۷۵ سانتی‌متر و وزن ۹۵-۸۵ کیلو گرم درخواست گردید تا با استفاده از آچارهای دستی، حداکثر تورک را مستقیماً به دستگاه تورکتر دیجیتال وارد نمایند. برای این منظور، اپراتورها در موقعیت نشستن نرمال خود قرار گرفته و در حالی که از دستکش‌های کلینیکی استفاده می‌نمودند، ۳ بار با فاصله زمانی ۱۰ دقیقه و با استفاده از آچار دستی در حالیکه نوک آچار در سه نظام تورکتر دیجیتال محکم شده بود، حد اکثر نیرو را با دست اعمال کردند. این تورک‌ها با استفاده از آچارهای تورک دستی مختلف کوتاه و بلند سیستم‌های ایمپلنت مورد آزمایش اعمال گردید. هیچ اطلاعاتی به اپراتورها در مورد نوع آچارهای دستی مورد استفاده داده نشده و به آنها گفته شد تا حداقل ۱۰ دقیقه بین تورک‌های بسته شدن استراحت نمایند. هر یک از آچارها به طور محکم به سه نظام تورک متر دیجیتال بسته شده بود تا امکان اندازه‌گیری تورک اعمال شده توسط هر اپراتور، توسط یک مشاهده‌گر مستقل فراهم شود. همچنین، مشاهده‌گر از نوع آچار دستی مطلع نبود. به اپراتورها توصیه شد که حداکثر نیروی تورک بسته شدن

در شرایط عادی مطابق داخل دهان را اعمال نمایند (maximum closing torque) تا امکان شبیه‌سازی شرایط بالینی فراهم شود. بنابراین، هر یک از اپراتورها، ۳ بار در سه سیستم مختلف با آچارهای کوتاه و بلند حداکثر تورک را اعمال نمودند. میانگین و انحراف معیار مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه در سیستم‌های مختلف ایمپلنت محاسبه و ثبت گردید. برای ارزیابی اثر طول آچار دستی (کوتاه و بلند) و نوع سیستم‌های ایمپلنت مورد بررسی بر مقادیر تورک آچارها از آنالیز واریانس دو طرفه (two-way ANOVA) و برای مقایسه دو به دو سیستم‌های ایمپلنت نیز از آزمون مقایسه‌های دوگانه Tukey استفاده شد. همچنین تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS22 (Spss Inc., Chicago, IL, USA) انجام شد.

یافته‌ها

در کاربرد آچارهای دستی بلند، میانگین تورک در سیستم ایمپلنت ITI معادل ۲۷/۷۳ Ncm (انحراف معیار ۴/۵۷)؛ در سیستم ایمپلنت Implantium برابر ۳۴/۶ Ncm (انحراف معیار ۸/۰۹) و در سیستم ایمپلنت Nobel Biocare نیز برابر ۳۰/۶ Ncm (انحراف معیار ۶/۹۴) برآورد گردید.

در استفاده از آچارهای دستی کوتاه، میانگین تورک در سیستم ایمپلنت ITI معادل ۲۶/۴ Ncm (انحراف معیار ۵/۳)، در سیستم ایمپلنت Implantium برابر ۳۵/۲۷ Ncm (انحراف معیار ۷/۹۴) و در سیستم ایمپلنت Nobel Biocare نیز برابر ۳۰/۱۳ Ncm (انحراف معیار ۵/۲۶) بود (جدول ۱ و نمودار ۱).

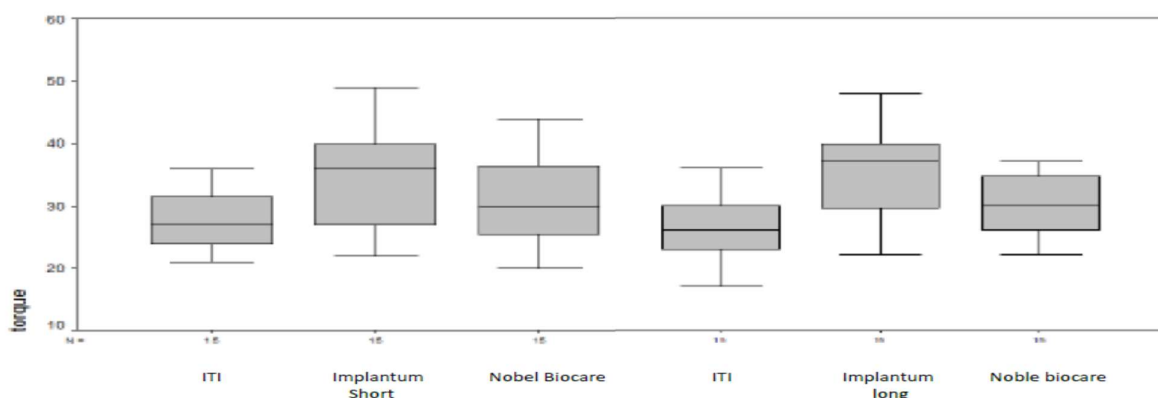
نتایج آزمون آنالیز واریانس دو طرفه نشان داد طول آچارهای دستی (کوتاه یا بلند بودن آن‌ها) هیچ اثر آماری معنی‌داری در مقادیر تورک ناشی از آن‌ها نداشته است ($P=0/783$)، در حالی که مقادیر تورک آچارهای دستی در سیستم‌های مختلف ایمپلنت به صورت معنی‌داری متفاوت برآورد گردید ($P<0/0001$). همچنین، اثر متقابل دو متغیر (طول آچارهای دستی به همراه نوع سیستم‌های ایمپلنت مورد بررسی) در مقادیر تورک از نظر آماری معنی‌دار نبوده است ($P=0/837$). با توجه به معنی‌دار بودن اثر سیستم‌های مختلف ایمپلنت در مقادیر تورک آچارهای دستی آن‌ها، مقایسه‌های دوگانه بین سیستم‌های ایمپلنت با استفاده از آزمون Tukey انجام و براساس آن مشخص گردید.

جدول ۱- شاخص‌های پراکندگی مرکزی مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه در استفاده از سیستم‌های مختلف ایمپلنت

ردیف	ایمپلنت	تعداد	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر
آچار بلند	ITI	۱۵	۲۷/۷۳	۴/۵۷	۲۱/۰	۳۶/۰
	Implantium	۱۵	۳۴/۶	۸/۰۹	۲۲/۰	۴۹/۰
	Nobel Biocare	۱۵	۳۰/۶	۶/۹۴	۲۰/۰	۴۴/۰
آچار کوتاه	ITI	۱۵	۲۶/۴	۵/۳	۱۷/۰	۳۶/۰
	Implantium	۱۵	۳۵/۲۷	۷/۹۴	۲۲/۰	۴۸/۰
	Nobel Biocare	۱۵	۳۰/۱۳	۵/۲۶	۲۲/۰	۳۷/۰

جدول ۲- مقایسه مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی به صورت کلی با آزمون مقایسه‌های متعدد Tukey در سیستم‌های مختلف ایمپلنت

گروه اول	گروه دوم	میانگین تفاوت‌ها	P-value
ITI	Implantium	۷/۸۷	۰/۰۰۱
ITI	Nobel Biocare	۳/۳	۰/۱۲۷
Implantium	Nobel Biocare	۴/۵۷	۰/۰۲۱



نمودار ۱- نمودار پراکندگی تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه در استفاده از سیستم‌های مختلف ایمپلنت

فشاری در سطوح تحمل‌کننده اباتمنت و ایمپلنت که در حال اتصال به همدیگر می‌باشند، ایجاد نماید. در صورتی که مقادیر تورک سفت کردن به میزان بالاتر از سفتی تماس اولیه افزایش یابد، استرس preload در پیچ اباتمنت تا محدوده الاستیکی آن افزایش خواهد یافت. در این حالت، پیچ در برابر اعمال نیروهای خارجی تا هنگامی که این بارهای خارجی از میزان preload فراتر نرود، محافظت خواهد شد. در صورت دستیابی به نیروی preload، پیچ، تمامی نیروهای خارجی اعمال شده به نواحی متصل به هم را تحمل خواهد کرد. این محافظت و تحمل، فاکتور بسیار مفیدی از نظر دستیابی به عملکرد مناسب در برابر نیروهای خستگی

تفاوت‌های آماری معنی‌داری بین سیستم‌های ایمپلنت ITI و Implantium ($P < 0/0001$) و نیز سیستم‌های ایمپلنت Implantium و Nobel Biocare ($P < 0/021$) وجود داشته ولی تفاوت مقادیر تورک آچارهای دستی در سیستم‌های ITI و Nobel Biocare از نظر آماری معنی‌دار نبوده است ($P = 0/127$) (جدول ۲).

بحث و نتیجه‌گیری

هنگامی که پیچ اباتمنت سفت می‌گردد، نیروی تورکی تحت عنوان preload به پیچ اباتمنت اعمال می‌گردد که این نیرو می‌تواند استرس

(fatigue) برای پیچ خواهد بود. با این وجود، هنگامی که نیروهای خارجی وارده به پیچ بیشتر از مقادیر استحکام تسلیم (yield) آن باشند، محافظت ایجاد شده توسط نیروی preload از بین رفته و احتمال شل شدن پیچ و بروز شکستگی در آن افزایش می‌یابد (۲۴).

هنگامی که نیروی تورک اعمال می‌شود، به طور هم زمان به سه طریق، این نیرو در سیستم ایمپلنت توزیع می‌گردد: سایش بین نوک پیچ و سیلندر پروتزی، سایش بین رزوه‌های پیچ پروتزی و رزوه‌های پیچ اباتمنت و نیز از طریق نیروی preload (۲۵). استفاده از آچارهای تورک تنها در صورتی می‌تواند نیروی preload را افزایش دهد که سایش بین اجزا کاهش پیدا نماید (۲۶). نتایج تحقیق حاضر نشان داد مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی برحسب نوع سیستم ایمپلنت مورد استفاده متفاوت بوده است. این تفاوت احتمالاً به دلیل اختلاف در شکل دسته آچار، میزان شیارهای دسته و اختلاف قطر دسته با نوک آچار است که بر مزیت مکانیکی آن تأثیر گذار است. در آچارهای دستی بلند، تفاوت‌های معنی‌داری بین سیستم‌های ITI و Implantium و نیز سیستم‌های Nobel Biocare و Implantium از نظر میزان نیروی تورک وجود داشت. میزان تورک با آچار ایمپلنتیوم بیشتر از دو سیستم دیگر بود که به دلیل اختلاف در شکل هندسی آچار ایمپلنتیوم می‌باشد. آچار ایمپلنتیوم دارای دسته قطورتری است که باعث افزایش مزیت مکانیکی آن می‌شود. مزیت مکانیکی هر آچار برابر است با نسبت شعاع دسته به نوک. شعاع دسته آچار ITI و Noble Biocare شبیه به هم هستند اما در آچار implantium شعاع دسته بزرگتر از دو سیستم دیگر است. تقریباً شعاع قطر نوک هر سه سیستم یکسان است، ولی تفاوت مقادیر تورک آچارهای دستی در سیستم‌های ITI و Nobel Biocare معنی‌دار نبوده است که می‌تواند به دلیل شباهت زیاد این دو آچار به هم باشد. با این حال، نوع آچارهای دستی (کوتاه یا بلند بودن آن‌ها) اثر معنی‌داری در مقادیر تورک نشان نداد. به نظر می‌رسد این نتایج به دلیل طراحی متفاوت سیستم‌های مختلف ایمپلنت از نظر خصوصیات مکانیکی و ژئومتری باشد. از طرف دیگر، با توجه به اینکه مقادیر نیروی تورک لازم هنگام سوار کردن اباتمنت به ایمپلنت، برحسب نوع پیچ اباتمنت، طراحی آن، قطر و ساختار ایمپلنت از ۲۰ تا ۳۵ N/cm متفاوت گزارش شده است (۲۲، ۲۱)، نتایج تحقیق حاضر نیز از نظر مقادیر تورک ناشی از آچارهای دستی در حد این گزارشات بوده است.

مقادیر مختلف تورک محاسبه شده در سیستم‌های مختلف ایمپلنت بیانگر این است که آچارهای تورک بالینی باید تا حد ممکن و به منظور جلوگیری از ریسک شکستگی پیچ به دنبال اعمال نیروی زیاد ناشی از تورک یا شل شدن به دنبال کاربرد نیروهای اندک و حداکثری تورک، به گونه‌ای مناسب طراحی شوند. در برخی موارد حتی آچارهای تورک آزمایش شده هم از دقت کافی برخوردار نمی‌باشند، ضرورت تعیین و بررسی مقادیر قابل تحمل نیروی تورک اندک یا بیشتر در محیط‌های بالینی بیش از پیش احساس می‌گردد. Gutierrez و همکاران (۲۶) (۱۹۹۷) نشان دادند تفاوت‌هایی از نظر مقادیر تورک واقعی و مورد انتظار در زمان‌های مختلف دیده شده و علی‌رغم اینکه، اکثر این مقادیر تورک ناشی از آچارها در حد ارقام کنترل بوده‌اند، در مواردی هم تفاوت‌های قابل توجهی در این زمینه دیده شد. تردیدی نیست استفاده از آچارهای دستی نادرست می‌تواند منجر به اعمال نیروهای تورک اندک یا زیاد شده و ریسک شکستگی پیچ یا شل شدن آن به دنبال تکمیل درمان را افزایش دهد. بنابراین، استفاده از torque wrench‌های مکانیکی ضرورت دارد. اجزای مختلف ایمپلنت و پروتز باید از خصوصیات مکانیکی ساختاری و درونی مناسبی برخوردار باشند تا در برابر اعمال نیروهای جویدن در زمان‌های طولانی پس از دریافت درمان مقاومت نمایند. خصوصیات بهینه مکانیکی ساختاری مواد، تضمین کننده خصوصیات درونی و شکل ژئومتری آن‌ها می‌باشد. از طرف دیگر، فرآیندهای ساخت مختلف، خود می‌تواند تفاوت‌های آشکاری از نظر خصوصیات مواد در محصول نهایی و ماده خام ایجاد نمایند، به طوری که Jaarda و همکاران (۲۷) (۱۹۹۵) نشان دادند پیچ‌های ساخته شده توسط کارخانجات مختلف، حتی در مواردی که ظاهراً شبیه یکدیگر نیز بوده‌اند، در قبل از شکست، در برابر نیروهای ماگزیمم مختلفی مقاومت نشان دادند. تفاوت‌های موجود در میان پیچ‌های دارای طراحی و ژئومتری مشابه می‌تواند یکی از دلایل مرتبط با تفاوت مواد از نظر خصوصیات و فرآیندهای ساخت در نظر گرفته شود. از طرف دیگر، پیچ‌های ساخته شده توسط یک کارخانه در سری‌های مختلف ساخت نیز ممکن است تفاوت‌هایی از نظر مقادیر استحکام کششی داشته باشند (۲۷، ۲۸). براین اساس، پیچ‌های ساخته شده توسط کارخانجات مختلف ممکن است مقادیر preload مختلفی هم داشته باشند. با وجود اینکه ممکن است فرآیندهای ساخت در کارخانجات ایمپلنت از دقت کافی نیز برخوردار باشند، با این حال،

کارخانجات سازنده بیشتر نزدیک بوده است، در حالی که در استفاده از آچارهای دستی، مقادیر تورک پیشنهادی توسط کارخانجات سازنده بسیار بالاتر از ارقام به دست آمده برآورد گردید. در نتیجه، به منظور دستیابی به مقادیر بهینه نیروی preload می‌توان از آچارهای مکانیکی بهینه و مناسب استفاده نمود.

علیرغم اینکه تحقیقات محدودی درباره ارتباط میان تورک بسته شدن و آسیب احتمالی به ناحیه اتصال ایمپلنت و استخوان گزارش شده است، برخی مطالعات حیوانی و انسانی در این زمینه نشان دهنده اثرات ناگوار نیروی تورک معکوس روی درمان‌های ایمپلنت بوده است (۳۵-۳۱). این تحقیقات نشان داده‌اند میزان مشخصی از نیروی تورک مورد نیاز است تا باند بین ایمپلنت و استخوان را بشکند. نتایج تحقیق Gross و همکاران (۲۹) (۱۹۹۹) نیز نشان داد احتمال اینکه با استفاده از آچارهای دستی بتوان به مقادیر نیروی تورک بیشتر از مقادیر پیشنهادی کارخانجات رسیده و در نتیجه به ناحیه اتصال استخوان و ایمپلنت آسیب وارد نمود، بسیار اندک است.

هم زمان برخی تجارب بالینی نشان داده‌اند اعمال دوباره تورک به پیچ‌های پروتزی ممکن است ۳ تا ۱۲ ماه پس از کارگذاری ایمپلنت مورد نیاز باشد. تردیدی نیست که تهیه اتصالات محکم و مناسب، از نیاز برای اعمال دوباره نیروهای تورک، مخصوصاً در سال اول فانکشن ایمپلنت، خواهد کاست. میانگین تورک وارده توسط آچارهای ITI، کمتر از مقدار توصیه شده کارخانه بوده و در سیستم Nobel Biocare در حد توصیه کارخانه و در مورد Implantium، بیشتر از حد مجاز کارخانه سازنده بود. بنابراین، به نظر می‌رسد که ژئومتری آچار در دو سیستم Nobel Biocare و Implantium توسط اعمال نیروی مطلوب، نزدیک‌تر خواسته کارخانه سازنده باشد.

تشکر و قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه دوره دکتری مصوب معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به شماره ۴۹۴۱ می‌باشد که به این وسیله جهت تأمین منابع مالی سپاسگزاری می‌شود.

خشونت سطحی اجزای مختلف ایمپلنت همواره وجود داشته و می‌تواند باعث کاهش مقادیر preload ناشی از آچارهای تورک گردد. هنگامی که حفاصل پیچ‌ها تحت تأثیر نیروهای خارجی قرار می‌گیرند، حرکات جزئی بین سطوح متناظر و جفت روی داده و ضمن سایش نواحی تماس، منجر به نزدیکی دو سطح می‌گردد. بدون تردید، هرچه سطوح ایمپلنت‌ها خشن‌تر و نیروهای خارجی اعمال شده بزرگ‌تر باشند، ایمپلنت بیشتر نشست کرده و باعث شکست درمان خواهد شد (۱۹).

در این تحقیق، از دندانپزشکان مورد بررسی درخواست گردید تا حداکثر نیروی تورک بسته شدن را اعمال نمایند. علاوه بر این، آچارهای کوتاه و بلند سیستم‌های مختلف ایمپلنت با استفاده از یک ترتیب خاص به دندانپزشکان داده شد. آچار دستی سیستم ITI، به دلیل استفاده از شیارهای تیز در ساختار خود مشکلاتی هنگام کاربرد نشان داد. با توجه به این مشکل، مقادیر نیروی تورک ناشی از آچارهای دستی بلند و کوتاه در این سیستم به صورت آشکاری کمتر از سیستم‌های دیگر بوده است. به نظر می‌رسد میزان نیروی تورک بسته شدن حاصل از کاربرد آچارهای دستی تابع میزان نیروی گرفتن و قطر آچار باشد. در تحقیق Gross و همکاران (۲۹) (۱۹۹۹)، اپراتورها نتایج یکسانی در استفاده از آچارهای تورک واجد دسته‌های بزرگ‌تر و شیارهای مناسب‌تر نشان دادند، به طوری که کاربرد دسته‌های بزرگ‌تر و شیارهای بهتر منجر به ایجاد مقادیر تورک بیشتر و استفاده از دسته‌های کوچک‌تر به همراه شیارهای غیر مؤثر، مقادیر تورک کمتری ایجاد کرده بود.

تردیدی نیست در استفاده از آچارهای دستی، شانس دستیابی به مقادیر نیروی preload (پیش بار) اندک و ریسک شل شدن پیچ به دنبال آن افزایش می‌یابد (حتی با استفاده از نیروی تورک ماگزیمم). آچارهای مکانیکی تورک، خاص سیستم‌های مختلف ایمپلنت، طراحی و در اختیار دندانپزشکان قرار گرفته است. با این حال، بسیاری از دندانپزشکان همچنان از آچارهای دستی طبق عادت خود استفاده می‌نمایند (۲۱). هم زمان، برخی تحقیقات نشان داده‌اند که آچارهای مکانیکی نیز همانند آچارهای دستی نتایج متنوعی دربر داشته‌اند (۷،۲۱،۳۰). البته، در کاربرد آچارهای مکانیکی، مقادیر تورک اعمال شده به ارقام پیشنهادی توسط

منابع:

- 1- Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single tooth replacement: The Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(3):311-21.
- 2- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:450-5.
- 3- Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(1):49-54.
- 4- Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):191-6.
- 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- Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, Inc; 1981.
- 7- Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
- 8- Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):26-33.
- 9- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.
- 10- Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(6):655-61.
- 11- Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent.* 1986;55(2):243-7.
- 12- Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(3):270-6.
- 13- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, 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; 6:29-36.
- 14- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent.* 1993;21(4):203-8.
- 15- Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2):236-45.
- 16- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-36.
- 17- Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(3):241-7.
- 18- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(2):149-60.
- 19- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):353-9.
- 20- Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz PO. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(1):55-63.
- 21- 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.
- 22- Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent.* 1993;2(1):50-2.
- 23- Binon PP. The role of screws in Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(special suppl):48-63.
- 24- Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):411-7.
- 25- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):353-9.
- 26- Gutierrez J, Nicholls JI, Libman WJ, Butson TJ. Accuracy of the implant torque wrench following time in clinical service. *Int J Prosthodont.* 1997;10(6):562-7.
- 27- Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Comparison of "look-alike" implant prosthetic retaining screws. *J Prosthodont.* 1995;4(1):23-7.
- 28- 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.
- 29- Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):574-8.
- 30- Dellinges M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restoration. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1): 93-8.
- 31- Carr A, Larsen PE, Papazoglou E, McGlumphy E. Reverse torque failure of screw-shaped implants in baboons: baseline data for abutment torque application. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(2):167-74.
- 32- Cook SD, Thomas KA, Dalton JE, Volkman TK, Whitecloud TS 3d, Kay JF. Hydroxyapatite coating of porous implants improves bone ingrowth and interface attachment strength. *J Biomed Mater Res.* 1992;26(8):989-1001.
- 33- Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(4):437-41.

34- Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):62-71.

35- Sullivan DY, Sherwood RL, Collins TA, Krogh PH. The reverse-torque test: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(2):179-85.