

تحلیل بیومکانیکی پیچ و مخروط و آنالیز حساسیت شل شدن اباتمنت در ایمپلنت‌های دندانی

دکتر محمدرضا ملاکزاده^۱ - میلاد فرزادی^۲

۱- استادیار گروه آموزشی بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه آموزشی بیومکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

Biomechanical analysis of tapered integrated screw and sensitivity analysis on abutment loosening in dental implants

Mohammadreza Mallakzadeh^{1†}, Milad Farzadi²

1†- Assistant Professor, Department of Biomechanics, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran (mmallak@iust.ac.ir)

2- MSc. Student, Department of Biomechanics, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Background and Aims: Different mechanisms have been developed for connecting abutment to implant. One of the most popular mechanisms is Tapered Integrated Screw (TIS), which is a Tapered Interference Fit (TIF) with a screw integrated at the bottom of that. The aim of this study was to investigate the mechanism of TIS and effective factors in employing TIS during design and implementation processes using an analytic method.

Materials and Methods: Relevant equations were developed to predict tightening and loosening torques, contact pressure and preloads with and without bone tissue in this analysis. The efficiency is defined as the ratio of the loosening torque to the tightening torque. The effects of the change in elastic modulus and thickness of the bone on operation of this mechanism were investigated.

Results: In this study, 14 independent parameters such as taper angle, friction coefficient, abutment and implant geometry that are effective on performance of TIS mechanism were presented. The role of some factors was shown in the performance of ITI implant using sensitivity analysis.

Conclusion: It was shown that friction coefficient, contact length, and implant radius play major roles on tightening and loosening torques and efficiency of the mechanism. Furthermore, the results revealed that the change in the elastic modulus and thickness of the bone influenced the efficiency of the mechanism less than 15%.

Key Words: Dental implant; Abutment; Screw; Torque

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2013;25(4):240-50

چکیده

زمینه و هدف: در اتصال اباتمنت به ایمپلنت مکانیزم‌های مختلفی ارایه شده است. یکی از پر کاربردترین این مکانیزم‌ها در ایمپلنت‌های دندانی، TIS (Tapered Integrated Screw) یا ترکیب مخروط با پیچ متصل به انتهای آن می‌باشد. هدف از این مطالعه بررسی چگونگی عملکرد مکانیزم فوق و همچنین تعیین عوامل موثر در بهبود عملکرد TIS در فرآیند طراحی و اجرا به روش تحلیلی بود.

روش بررسی: معادلات مربوطه با در نظر گرفتن استخوان اطراف ایمپلنت و همچنین بدون آن برای به دست آوردن گشتاور سفت شدن و شل شدن، فشار انقباضی و پیش‌بار توسعه داده شدند. نسبت گشتاور شل شدن به گشتاور سفت کردن به عنوان راندمان این مکانیزم تعریف گردید. در ادامه تاثیر استخوان و تغییر مدول الاستیک و ضخامت استخوان در عملکرد TIS بررسی شد.

† مؤلف مسوول: نشانی: تهران- میدان رسالت- خیابان هنگام- دانشگاه علم و صنعت ایران- دانشکده مهندسی مکانیک- گروه آموزشی بیومکانیک

تلفن: ۷۷۴۹۱۲۲۸ نشانی الکترونیک: mmallak@iust.ac.ir

یافته‌ها: در این مطالعه ۱۴ متغیر مستقل که در عملکرد TIS موثر هستند شناخته شدند. از جمله این عوامل، زاویه مخروط، ضریب اصطکاک، هندسه اباتمنت و ایمپلنت می‌باشند که با استفاده از آنالیز حساسیت نقش برخی از آنها در عملکرد ایمپلنت استاندارد ITI نشان داده شد.

نتیجه گیری: در این مطالعه مشخص شد که ضریب اصطکاک، سطح تماس و شعاع ایمپلنت بیشترین نقش‌ها را در تغییر مقادیر گشتاور شل شدن و سفت شدن و همچنین راندمان TIS ایفا می‌کنند، همچنین مشخص شد که تغییر خواص استخوان از جمله ضخامت و مدول الاستیک، کمتر از ۱۵٪ می‌تواند در عملکرد TIS موثر باشند.

کلید واژه‌ها: ایمپلنت دندانی؛ اباتمنت؛ پیچ؛ گشتاور

وصول: ۹۱/۰۲/۰۱ اصلاح نهایی: ۹۱/۱۱/۰۱ تایید چاپ: ۹۱/۱۱/۰۸

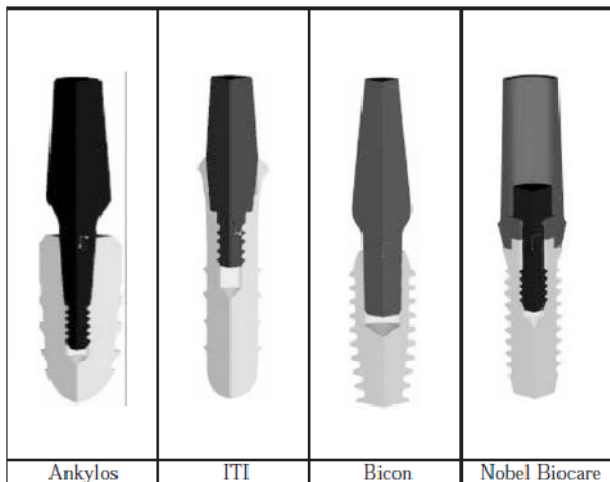
مقدمه

پیچی و مخروطی استفاده می‌کنند مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین تغییرات در پارامترهای مختلف موثر در طراحی و کارکرد و اثرگذاری آنها بر پارامترهای دیگر برای ایمپلنت نوع ITI (Institute Straumann Ag, Waldenburg, Switzerland) به صورت نمودار ترسیم گردیده است.

به طور کلی، قابلیت اطمینان و پایداری یک اتصال ایمپلنت و اباتمنت یک پیش شرط ضروری برای موفقیت ایمپلنت‌های دندانی است (۴). لذا بررسی پایداری ایمپلنت و اتصال استخوان-ایمپلنت با تئوری اصطکاکی در سال‌های اخیر مورد مطالعه قرار گرفته است (۵). پیش‌بار ناکافی، عدم قرار گرفتن اجزاء اتصال بر سر جای خود و همچنین خصلت چرخشی پیچ‌ها به عنوان دلایل منجر به شل شدن پیچ و حتی شکست آن معرفی شده‌اند (۶).

امروزه ایمپلنت و اباتمنت به صورت دو جزء مکمل به عنوان فنداسیون و یا پایه برای نگهداری یک یا چند پروتز دندان در بیماران دچار از دست‌دادگی دندان به کار می‌روند. پس از کاشت ایمپلنت یا فیکسچر در استخوان فک به کمک عمل جراحی، بیمار تا زمان جوش خوردن موفق ایمپلنت و استخوان که اصطلاحاً Osseointegration نامیده می‌شود، استراحت می‌کند. این زمان ممکن است بین ۲ تا ۶ ماه به طول بیانجامد، پس از آن اباتمنت به ایمپلنت متصل می‌شود. اباتمنت در ایمپلنت با یک روش مکانیکی، محکم و استوار می‌گردد. پروتز دندان که عضوی غالباً سرامیکی است و شباهتی بسیاری به دندان از دست رفته دارد به اباتمنت چسبانده می‌شود. این اتصال عموماً به روش‌های زیر انجام می‌پذیرد: استفاده از سیمان دندانپزشکی، استفاده از پیچ که پروتز را به اباتمنت می‌بندد، اتصال به روش اتصال سوکتی که اغلب برای پروتزهای متحرک به کار می‌رود (۱).

اباتمنت به طور ایده‌آل می‌بایست در جای خود در ایمپلنت ثابت بماند. در مرسوم‌ترین روش اتصالات مکانیکی، از اباتمنت دارای پیچ برای اتصال اباتمنت به ایمپلنت استفاده می‌کنند (۲). روش دیگر، استفاده از پیچ‌هایی با مخروط بلند در انتهای آنها می‌باشد (۳). همچنین در بعضی ایمپلنت‌ها تنها از مکانیزم اتصال مخروطی TIF (Tapered Interference Fit) استفاده شده است، در این اتصال‌ها که به ندرت مورد استفاده قرار می‌گیرد، اباتمنت مانند یک مخروط طراحی شده و داخل حفره مخروطی ایمپلنت چفت می‌شود. با دو مکانیزم مخروطی و پیچی، طرح‌های گوناگونی طراحی و تولید شده‌اند، در شکل ۱ انواع طرح‌های موجود که توسط شرکت‌های سازنده ایمپلنت تولید شده‌اند را مشاهده می‌کنید. در این مقاله، مکانیزم ترکیبی مخروطی و پیچی درمورد اباتمنت‌هایی که همزمان از هر دو مکانیزم

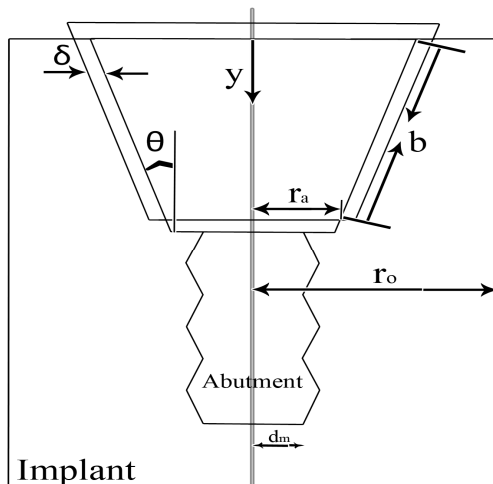


در شکل ۱- انواع روش‌های اتصال اباتمنت و ایمپلنت (۳)

سال‌های اخیر پیشرفت‌هایی در طراحی و استفاده از طلا در پیچ، در سیستم‌های چند پارچه مانند Nobel Biocare، نتایج بسیار

روش بررسی

اصول کاری مکانیزم‌های ترکیبی مخروطی و پیچی TIS به این صورت می‌باشد که با سفت کردن آنها در عین حال که دندان‌های پیچ در یکدیگر سفت می‌شوند، قسمت مخروطی به درون حفره مخروطی رفته و با محکم کردن اتصال قسمت نرگی که کمی بزرگ‌تر از مادگی می‌باشد به اندازه δ (Radial interference fit) در حفره فرو می‌رود. ترکیب این دو مکانیزم باعث ایجاد یک کشش اولیه در پیچ می‌شود که پیش‌بار نامیده می‌شود. در محاسبات مکانیزم مخروطی، از بسط روابط موجود برای انطباق‌های فشاری و انقباضی در قطعات استوانه‌ای برای هندسه مخروطی استفاده کردیم. همچنین این روابط را با معادلات نیرو و گشتاور در اتصالات پیچی ترکیب کردیم. پارامترهای موثر در این روابط در شکل ۲ قابل مشاهده است. همچنین با توجه به دیاگرام‌های آزاد نشان داده شده در شکل ۳، روابط تعادل نیرویی توسعه داده شده‌اند.



شکل ۲- هندسه مکانیزم TIS اباتمنت در ایمپلنت

با توجه به معادله موجود برای اتصالات انقباضی سیلندرهای استوانه‌ای با مدول الاستیک یکسان برای هر دو عضو در کتاب طراحی اجزا ماشین شیگلی، ویرایش ششم (۱۲) داریم:

$$P = \frac{E\delta}{R} \left[\frac{r_o^2 - R^2}{2r_o^2} \right] \quad (1)$$

که در رابطه (۱)، P فشار ناشی از اتصال انقباضی استوانه، E مدول الاستیک هر دو عضو، δ مقدار تداخل شعاعی، R شعاع خارجی

رضایت‌بخشی در عدم رخداد شل شدن اباتمنت داشته است (۲). همچنین مطالعات نشان داده‌اند که به کارگیری گشتاور سفت‌کنندگی کافی اثر مثبتی در جلوگیری از شل شدن اباتمنت دارد (۷،۸).

اباتمنت‌های نوع ترکیبی مخروطی و پیچی (TIS) مقاومت بسیار بالایی در برابر گشتاورهای شل‌کننده در جایگزینی تک دندان ایجاد می‌کند (۱). در یک تحقیق درمورد ۱۷۴ ایمپلنت ITI، موفقیت این نوع ایمپلنت در ۶ ماه و ۲ سال گزارش شد (۹). شل‌شدگی اباتمنت در این تحقیق تنها ۳/۶٪ و برای ایمپلنت ۵/۳٪ گزارش شده است. در یک تحقیق ۵ ساله دیگر ۱۱۴ ایمپلنت ITI مورد مطالعه قرار گرفتند که در این میان تنها یک شل‌شدگی اباتمنت گزارش شده است (۱۰). اگرچه مطالعات درصد موفقیت بالای ایمپلنت‌های ITI که از سیستم TIS استفاده می‌کنند را در برابر شل شدن اباتمنت نشان می‌دهند، ولیکن از آنجایی که بارگذاری خستگی ممکن است منجر به عدم موفقیت اتصال شود، نیاز به مطالعات طولانی مدت برای بررسی پایداری اتصال ایمپلنت-اباتمنت احساس می‌شود.

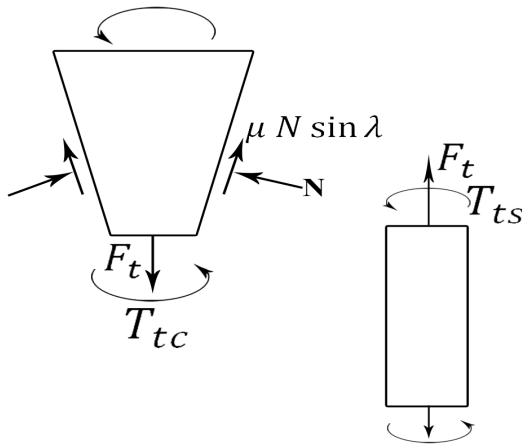
در سال ۱۹۹۹، Norton (۱۱) به بررسی تجربی تغییرات گشتاور شل شدن به عنوان درصدی از گشتاور سفت کردن با در نظر گرفتن پارامترهای مختلفی همچون گشتاور سفت کردن (بین ۴۰ تا ۵۰۰ N mm)، زاویه مخروط (۸ و ۱۱ درجه)، سطح اتصال مخروطی (۱۵،۳ و ۲۷،۹ mm²)، آلایندگی سطح اتصال با بزاق دهان و همچنین تاخیر در شل کردن پیچ (۱۰ و ۶۰ دقیقه) پرداخته است. در این مطالعه، او به این نتیجه رسید که رابطه بسیار قابل توجهی بین گشتاور سفت کردن و گشتاور شل شدن وجود دارد. زاویه مخروط و آلایندگی با بزاق و نیز زمان تاخیر، تأثیری بسزایی در گشتاور شل شدن نخواهد داشت، درحالی که افزایش سطح اتصال، تأثیر شگرفی در ازدیاد گشتاور شل شدن خواهد داشت.

در این مقاله، برای تقریب مقادیر گشتاور شل شدن و سفت کردن و تعیین پیش‌بار روابط ریاضی برای مکانیزم‌های مخروطی TIF و پیچ، با یکدیگر ترکیب شده‌اند تا معادلات مورد نیاز برای یک اباتمنت با مکانیزم TIS توسعه یابد. در این معادلات گشتاورهای سفت کردن و شل شدن به عنوان توابعی از پارامترهای طراحی ارائه شده‌اند. همچنین راندمان سیستم به صورت نسبتی از گشتاور شل شدن به سفت کردن معرفی شده است.

در سطح تماس می‌باشد، می‌توان این نیرو را با انتگرال گیری فشار روی سطح مخروطی با رابطه ۴ تعیین کرد.

$$N = 2\pi \int_0^{b \cos \theta} P_c R_c dy \quad (4)$$

در رابطه ۴، N عکس‌العمل سطح می‌باشد، دیگر پارامترها نیز در معادلات قبل توضیح داده شده‌اند. در هنگام بستن اباتمنت‌های با مکانیزم TIS، پیش‌بار کششی در قسمت دنداندار ایجاد می‌شود که سبب ایجاد یک نیروی مقاوم در قسمت مخروطی خواهد شد.



شکل ۳- دیاگرام آزاد نیروهای وارد بر اباتمنت در بخش مخروطی و پیچی

طبق قوانین فیزیک مبتنی بر تعادل نیرو در اجسام ثابت، هر دو نیروی پیش‌بار و نیروی مقاوم از نظر مقداری با یکدیگر برابر خواهند بود. با توجه به دیاگرام آزاد (شکل ۳)، در قسمت مخروطی، مقدار نیروی مقاوم به سادگی نسبت به نیروی عکس‌العمل سطح N و ضریب اصطکاک سطح μ قابل محاسبه خواهد بود. با توجه به این که نیروی اصطکاک در هنگام سفت شدن و شل شدن به علت وجود تفاوت ضریب اصطکاک دینامیکی و استاتیکی، متفاوت و در عکس جهت یکدیگر می‌باشند، لذا نیروی مقاوم نیز در این دو حالت متفاوت خواهد بود و مقادیر آن از روابط ۵ و ۶ قابل محاسبه خواهد بود.

$$F_t = N(\sin \theta + \mu_k \sin \lambda \cos \theta) \quad (5)$$

$$F_t = N(\sin \theta - \mu_s \sin \lambda \cos \theta) \quad (6)$$

سیلندر داخلی یا شعاع داخلی سیلندر خارجی و r_0 شعاع خارجی سیلندر خارجی می‌باشد. اما همان‌طور که قبلاً اشاره شد این رابطه برای اتصال دو عضو استوانه‌ای صادق است، لذا برای اتصالات مخروطی بایستی آن را به شکل زیر بسط داد.

$$P_c = \frac{E\delta}{R_c} \left[\frac{(r_0^2 - R_c^2) \cos \theta}{2r_0^2} \right] \quad (2)$$

در معادله ۲، P_c فشار ناشی از اتصال انقباضی مخروط، E مدول الاستیک هر دو عضو، δ مقدار تداخل شعاعی، R_c شعاع خارجی مخروط داخلی یا شعاع داخلی مخروط خارجی است که در طول محور y متغیر است و با رابطه ۳ تعریف می‌شود و r_0 شعاع خارجی سیلندر خارجی یا همان ایمپلنت می‌باشد که به صورت یک استوانه فرض شده است و همچنین θ مطابق شکل ۲ زاویه مخروط می‌باشد.

$$R_c = r_a + (b \sin \theta - y \tan \theta) \quad (3)$$

پارامترهای موجود در معادله (۳) در شکل ۲ قابل مشاهده است.

تاثیر استخوان بر عملکرد مکانیزم اتصال اباتمنت - ایمپلنت:
با توجه به رابطه ارایه شده توسط شبگلی (۱۲)، هر یک از سیلندره‌های درگیر خارجی بر اتصال انقباضی موثر می‌باشند. لذا استخوان در برگیرنده ایمپلنت می‌تواند بر مکانیزم اتصال اباتمنت و ایمپلنت تاثیرگذار باشد. نقش استخوان با بسط رابطه ۲ با شرایط مرزی استخوان به دست می‌آید. به طور عملی ناحیه فوقانی از ایمپلنت توسط استخوان کورتیکال و نواحی دیگر آن توسط استخوان اسفنجی پوشانده شده است. هرچند در نواحی فوقانی استخوان به دلیل به وجود آمدن پدیده استخوان‌خواری، همواره تنها استخوان کورتیکال ماده پوشاننده نیست (۳)، اما در این مطالعه، استخوان را ماده‌ای همگن و ایزوتروپیک و بدون پدیده استخوان‌خواری در نظر گرفته‌ایم. با توجه به این شرایط، فشار انقباضی با در نظر گرفتن استخوان در مقاله ارایه شده توسط Muftu و Bozkaya (۳) بسط داده شده است که به دلیل گسترده بودن رابطه از ذکر مجدد آن پرهیز کرده‌ایم.

محاسبه مقادیر پیش‌بار و گشتاورها:

با توجه به این که نیروی عکس‌العمل سطح برابر با فشار انقباضی

که در آن α زاویه دنده پیچ می‌باشد. همچنین گشتاور سفت شدن بخش مخروطی نیز طبق رابطه زیر قابل محاسبه خواهد بود:

$$T_{tc} = R_c \eta_k N \cos \lambda \quad (10)$$

در نتیجه:

$$T_{tc} = 2\pi \eta_k \left(\int_0^{b \cos \theta} R_c^2 P_c dy \right) \cos \lambda \quad (11)$$

کلیه پارامترهای معادلات ۱۱-۹ در معادلات ۸-۱ توضیح داده شده‌اند.

محاسبه گشتاور شل کننده:

همانند بخش قبل مقدار کلی گشتاور شل کننده برابر با مجموع دو گشتاور بخش‌های مخروطی و پیچی می‌باشد.

$$T_1 = T_{1c} + T_{1s} \quad (12)$$

که در معادله فوق، T_1 گشتاور شل کننده کلی، T_{1c} گشتاور شل کننده بخش مخروطی و T_{1s} گشتاور شل کننده بخش پیچی می‌باشد. طبق رابطه موجود در کتاب طراحی اجزا ماشین شینگلی (۱۲) برای پیچ در حال شل شدن داریم:

$$T_{1s} = \frac{F_1 d_m}{2} \left[\frac{\pi \mu_s d_m \sec \alpha - 1}{\pi d_m + \mu_s l \sec \alpha} \right] \quad (13)$$

گشتاور شل شدن در بخش مخروطی دقیقاً مانند گشتاور سفت کردن در این بخش خواهد بود، با این تفاوت که به جای ضریب اصطکاک دینامیکی از ضریب اصطکاک استاتیکی استفاده می‌کنیم.

$$T_{1c} = 2\pi \mu_s \left(\int_0^{b \cos \theta} R_c^2 P_c dy \right) \cos \lambda \quad (14)$$

راندمان یا بهره‌وری مکانیزم اتصالی TIS با نسبت گشتاور شل شدن به گشتاور سفت شدن به صورت زیر تعریف می‌گردد.

$$\eta = \frac{T_1}{T_t} \quad (15)$$

در معادلات بالا، F_t نیروی مقاوم در هنگام سفت کردن و F_1 نیروی مقاوم در هنگام شل شدن می‌باشد. همچنین μ_s و μ_k به ترتیب ضریب اصطکاک دینامیکی و استاتیکی است. از آنجایی که در هنگام پیچاندن این نوع اباتمنت هر نقطه از آن یک مسیر ماریچی (به خاطر نوع حرکت دندانه‌ها روی هم) طی می‌کند، و از آنجا که نیروی اصطکاک نیز در جهت حرکت ظاهر می‌شود، برای تجزیه نیروی اصطکاک در جهت y ، $\sin \lambda$ وارد معادلات شده که λ زاویه ماریچی پیچ می‌باشد.

با نیروی کششی پیش‌بار می‌توان از رابطه تنش، تنش به وجود آمده در اباتمنت را محاسبه نمود.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (17)$$

در معادله ۱۷، σ تنش، F نیروی مقاوم یا پیش‌بار و A سطح مقطع می‌باشد. با داشتن کمترین سطح مقطع اباتمنت که همان مقطع دندانه‌دار آن می‌باشد و همچنین میزان پیش‌بار، می‌توان بیشترین تنش به وجود آمده در اباتمنت را محاسبه نمود. محاسبه گشتاور سفت کننده:

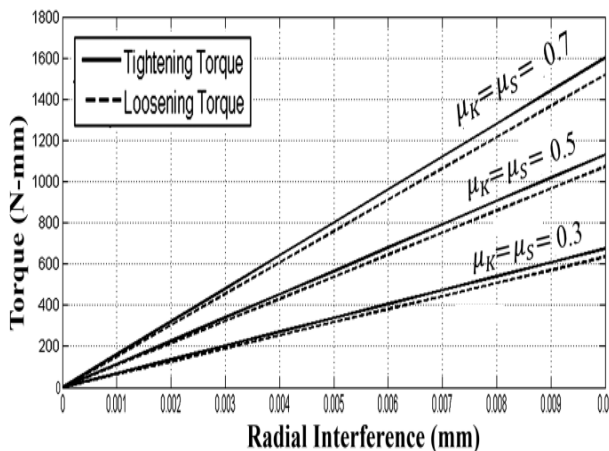
همان طور اشاره شده مکانیزم‌های TIS از دو بخش مخروطی و پیچی تشکیل شده است، هر یک از این دو بخش طبق تعریف به تنهایی می‌تواند گشتاور سفت شونده و باز شونده به سیستم اعمال کند، لذا ترکیب این دو، گشتاوری معادل مجموع دو گشتاور هر دو بخش را ایجاد می‌کند.

$$T_t = T_{tc} + T_{ts} \quad (18)$$

در معادله ۱۸، T_t گشتاور سفت شونده کلی، T_{tc} گشتاور سفت شونده بخش مخروطی و T_{ts} گشتاور سفت شونده بخش پیچی می‌باشد. طبق روابط موجود در طراحی اجزا ماشین، بخش پیچ‌ها (۱۲)، گشتاور سفت شونده به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$T_{ts} = \frac{F_t d_m}{2} \left[\frac{1 + \pi \mu_k d_m \sec \alpha}{\pi d_m - \mu_k l \sec \alpha} \right] \quad (19)$$

بیشتری اعمال شود مقدار تداخل بیشتر خواهد شد. رابطه این دو با سه مقدار ضریب اصطکاک در شکل ۴، نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، برای مقدار گشتاور سفت کننده ۳۵۰ N-mm که توسط کارخانه سازنده پیشنهاد شده است با ضریب اصطکاک استاندارد ۰/۳ در حدود ۵ میکرومتر تداخل به وجود می‌آید. طبق نمودار شکل ۴ افزایش ضریب اصطکاک برای ایجاد تداخل یکسان گشتاور بیشتری را طلب می‌کند.



شکل ۴- تداخل شعاعی بر حسب گشتاور

شکل ۵، تغییرات گشتاور برحسب زاویه مخروط، شعاع خارجی ایمپلنت و همچنین سطح تماس مخروط را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل ۵- الف) پیداست، تغییرات زاویه مخروط تاثیر چندانی روی گشتاور سفت شدن و شل شدن ندارد، درحالی‌که در شکل ۵- ب) اثر قابل توجه سطح تماس بر گشتاور کاملاً مشهود است. افزایش سطح تماس باعث افزایش گشتاور سفت شدن و شل شدن خواهد شد، همین‌طور که افزایش ضریب اصطکاک نیز می‌تواند عامل موثر دیگری در این روند باشد. شکل ۵- ج) نیز اثر تغییر شعاع خارجی ایمپلنت بر گشتاور را نشان می‌دهد. اثر این پارامتر بر گشتاور با ضرایب اصطکاک بالاتر بیشتر خودنمایی می‌کند. بدین صورت درمی‌یابیم که با افزایش شعاع خارجی ایمپلنت گشتاور بیشتری برای سفت کردن پیچ نیازمندیم.

در کلیه نمودارهای شکل ۵، گشتاور شل شدن از سفت شدن کمتر است، دلیل این امر یکسان بودن ضریب اصطکاک دینامیکی و استاتیکی ایمپلنت می‌باشد، این موضوع در شکل ۷، قابل درک است.

در معادله بالا η راندمان مکانیزم می‌باشد. در این مطالعه محاسبه مقادیر فوق به صورت پارامتری در نرم‌افزار MATLAB انجام گرفته است. همان‌طور که از معادلات فوق پیداست معادلات ۸ الی ۱۵ چندین پارامتر مستقل از هم را در خود جای داده است که با توجه به این معادلات، می‌توان به بهینه‌سازی هریک از این پارامترها پرداخت. هرچند که ما در این مقاله به انجام چنین کاری نپرداخته‌ایم، ولی تاثیر چند پارامتر مهم در طراحی روی راندمان و گشتاور ایمپلنت ITI را بررسی نموده‌ایم. همچنین میزان پیش‌بار به وجود آمده در اباتمنت را تحت گشتاورهای مختلف محاسبه نموده‌ایم.

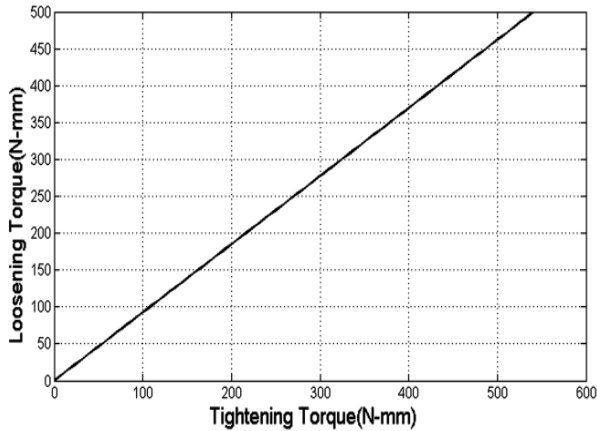
یافته‌ها

روابط بخش فوق برای ایمپلنت دارای اباتمنت یک تکه نوع ITI به کار گرفته شده است. همین‌طور برای درک اثرگذاری هر یک از پارامترهای طراحی بر عملکرد ایمپلنت، تغییرات برخی از این پارامترها در این مطالعه اعمال گشته است. مشخصات ایمپلنت ITI در جدول ۱ قابل مشاهده است.

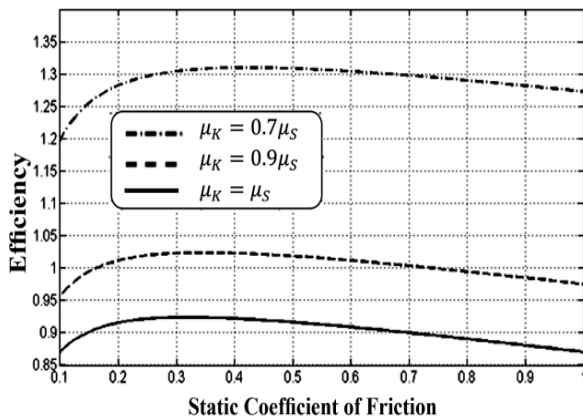
جدول ۱- پارامترهای طراحی سیستم ایمپلنت ITI (۴)

پارامتر	مقادیر	محدوده تغییرات
θ (Degree)	۸	۱-۱۰
μ	۰/۳	۰/۱-۱
μ_k/μ_s	۱	۰/۷ و ۰/۹
a(mm)	۰/۷۳۱	۰-۵
r_o	۲/۲۴	۱-۴
δ	۵	۰-۵
r_a (mm)	۱/۴۲	--
E(Gpa)	۱۱۰	--
d_m (mm)	۰/۸۷۵	--
l(mm)	۰/۴۴	--
λ (Degree)	۹/۱۱	--
α (Degree)	۳۰	--

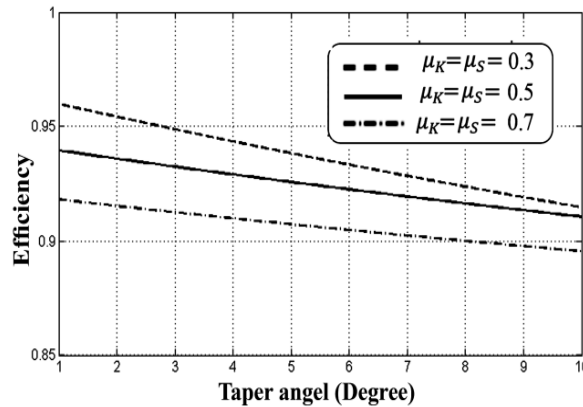
در بخش کلینیکی، گشتاور سفت کننده به عنوان یک پارامتر کنترل شونده می‌باشد که می‌توان با تغییر آن روی یک ایمپلنت خاص نتایج عملکرد آن را تغییر داد (۱۳). درحالی‌که تغییر دیگر پارامترها در بحث طراحی می‌تواند اعمال شود. با اعمال گشتاور سفت کردن بخش مخروطی اباتمنت به اندازه δ وارد ایمپلنت می‌شود، هرچه گشتاور



شکل ۶- گشتاور شل شدن بر حسب گشتاور سفت شدن



(الف)

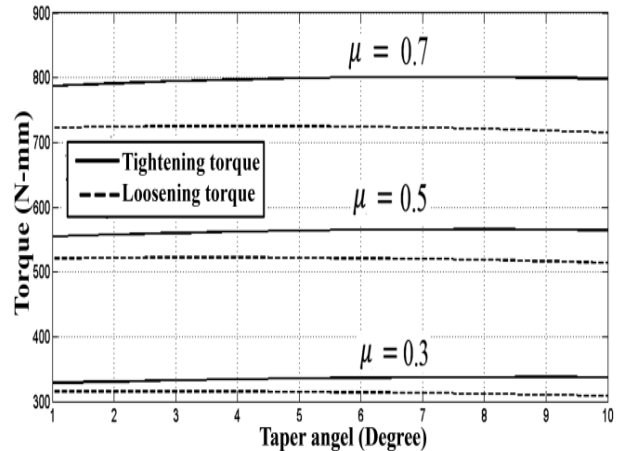


(ب)

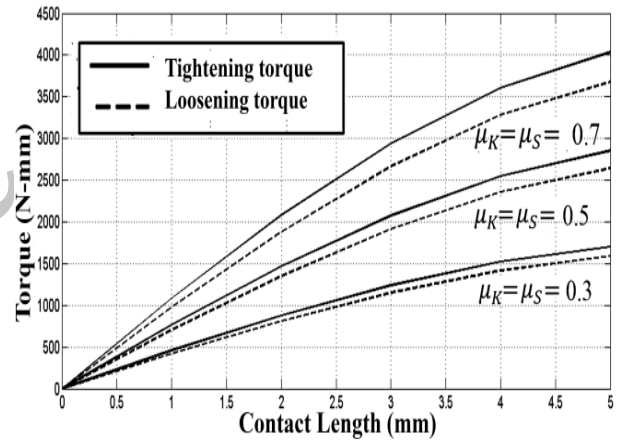
شکل ۷- راندمان مکانیزم TIS در ایمپلنت ITI- برحسب (الف) ضریب اصطکاک استاتیکی، (ب) زاویه مخروط

طبق توضیحات فوق راندمان یا بهره‌وری می‌تواند به عنوان عامل تعیین‌کننده‌ای مورد مطالعه قرار گیرد. در شکل ۷- الف و ب) به ترتیب اثر تغییر ضریب اصطکاک استاتیکی و زاویه مخروطی روی راندمان نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۷- الف) پیداست،

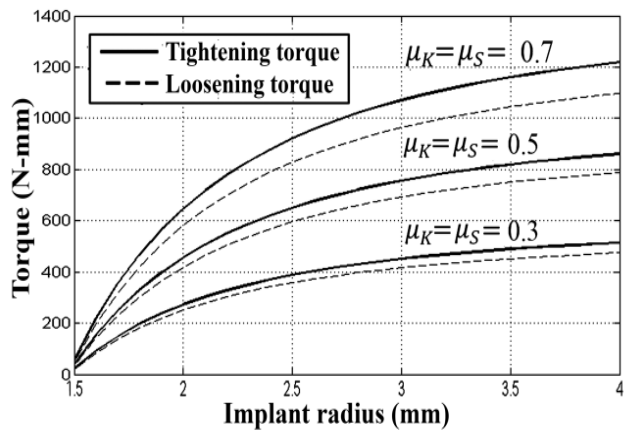
تعریف شد، شیب این خط بیانگر راندمان مکانیزم می‌باشد. به این ترتیب راندمان سیستم ایمپلنت ITI با مشخصات جدول ۱ برابر با ۹۲/۳۷٪ برآورد می‌شود، این بدین معنی است که در این نوع ایمپلنت همواره گشتاور شل شدن کمتر از گشتاور سفت شدن خواهد بود.



(الف)



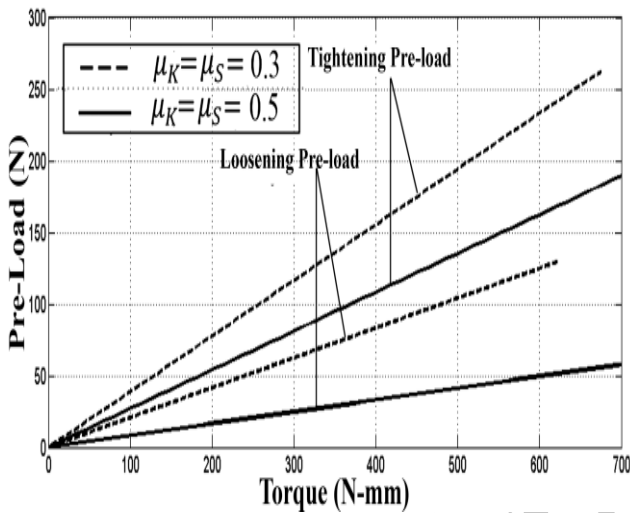
(ب)



(ج)

شکل ۵- تغییرات گشتاور در ایمپلنت ITI نسبت به (الف) زاویه مخروطی، (ب) سطح تماس مخروطی، (ج) شعاع خارجی ایمپلنت

به صورت خطی با گشتاور اعمالی متناسب است، بیشترین پیش‌بار به وجود آمده در اباتمنت در حالت سفت کردن رخ می‌دهد. همچنین می‌توان دید که با افزایش ضریب اصطکاک، پیش‌بار در گشتاورهای یکسان کاهش می‌یابد. با توجه به معادله ۷ می‌توان مقدار تنش به وجود آمده در ایمپلنت را محاسبه نمود، این مقدار برای ایمپلنت استاندارد ITI با گشتاور سفت کردن ۳۵۰ N-mm، حدود ۲۳۳ مگاپاسکال محاسبه شد که در حدود ۴۰٪ تنش تسلیم تیتانیوم می‌باشد، البته این مقدار تنش با در نظر گرفتن تمرکز تنش در لبه گردن پیچ بیشتر خواهد بود.



شکل ۸- مقدار پیش‌بار نسبت به گشتاورهای متغیر

توزیع گشتاور:

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، گشتاور کلی در سیستم‌هایی با مکانیزم اتصال TIS مجموعی از گشتاور قسمت مخروطی و قسمت پیچی می‌باشد. اما گشتاور بین این دو چگونه تقسیم می‌شود و چه عواملی می‌تواند این توزیع را بر هم بزند. اینها سوالاتی است که در این بخش به آنها پاسخ خواهیم داد. همان‌طور که از روابط ۹ و ۵ مشخص است، زاویه کوچک مخروطی و وجود ترم سینوسی در پیش‌بار پیچ، باعث می‌شود گشتاور بسیار کمتری در قسمت پیچ قرار گیرد. این مسئله در گشتاور شل شدن به شدت به چشم می‌خورد، به طوری که در زوایای کمتر از ۲/۲ درجه به طور کلی گشتاور شل شدن از پیچ ناپدید می‌شود. در این حالت دندانه‌های پیچ از هم جدا گشته و مکانیزم از یک مکانیزم TIS به مکانیزم TIF یعنی مخروط تنها تبدیل می‌شود.

نمودارها برای سه حالت که ضرایب اصطکاک دینامیکی و استاتیکی مخالف و مساوی هم هستند رسم شده است. با توجه به شکل می‌توان دریافت که راندمان وابستگی خاصی به ضریب اصطکاک دینامیکی دارد و با کوچکتر شدن این مقدار نسبت به ضریب اصطکاک استاتیکی راندمان به شدت تغییر می‌کند. به طوری که با کاهش ضریب اصطکاک دینامیکی به ۷۰٪ ضریب اصطکاک استاتیکی تغییرات راندمان در محدوده ۱/۲ و ۱/۳ به معنی بیشتر بودن گشتاور شل شدن نسبت به سفت کردن خواهد بود، این درحالی است که در صورت یکسان بودن دو ضریب استاتیکی و دینامیکی این محدوده بین ۰/۱ و ۱ خواهد بود، همین‌طور مشاهده می‌شود که تمامی این نمودارها دارای یک پیک می‌باشد لذا بیشترین مقدار راندمان با ضرایب اصطکاک استاتیکی بین ۰/۳ و ۰/۴ رخ می‌دهد.

شکل ۷-ب) تاثیر زوایای مختلف مخروطی بر راندمان سیستم را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش زاویه، راندمان کاهش می‌یابد، برای مثال با افزایش زاویه از ۱ به ۱۰ درجه، برای ضریب اصطکاک ۰/۳، راندمان در حدود ۵٪ کاهش می‌دهد. تغییر شیب جزیی در نمودارها ناشی از ناپدید شدن نیروی پیش‌بار در پیچ می‌باشد که از معادله ۶ قابل درک خواهد بود. در این حالت اتصال تنها توسط بخش مخروطی تحمل خواهد شد، این مقدار زاویه برای ایمپلنت ITI با ضریب اصطکاک ۰/۳ در زاویه ۲/۲ درجه قابل مشاهده است. بنابراین برای این که پیچ همواره دارای پیش‌بار باشد زوایای بیش از این مقدار بایستی برای طراحی لحاظ گردد، همچنین با افزایش ضریب اصطکاک، زوایای مخروط بیشتر نیز مورد نیاز خواهد بود.

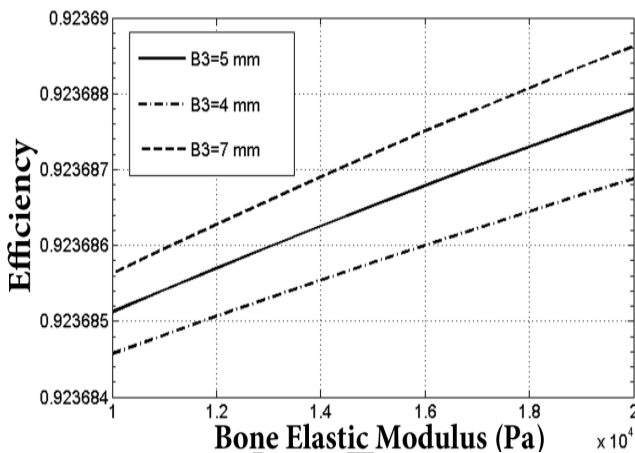
پیش‌بار:

پیش‌بار به عنوان تابعی از گشتاور در معادلات ۸ و ۱۲ به چشم می‌خورد. هرچند پیش‌بار به عنوان یک تابع مستقل تنها در معادلات مربوط به قسمت پیچ وجود دارد، ولیکن افزایش گشتاور باعث تغییر تداخل شعاعی در بخش مخروطی خواهد شد، لذا با تغییر گشتاور، مقدار عکس‌العمل سطح تغییر خواهد کرد که این تغییر در هر دو بخش مخروطی و پیچی تاثیرگذار می‌باشد (۱۴). لذا برای ایمپلنت ITI تغییر پیش‌بار نسبت به گشتاور در حال سفت کردن و شل شدن در شکل ۸ نشان داده شده است. این نمودار برای دو ضریب اصطکاک ۰/۳ و ۰/۵ ترسیم گردیده است. همان‌طور که در شکل ۸ مشخص است، پیش‌بار

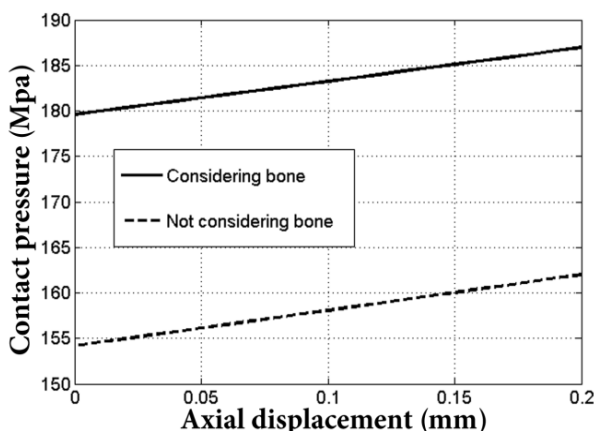
شکل ۹-ب) این نسبت را با تغییر در سطح تماس مخروطی نشان می‌دهد. این نمودار بیانگر آن است که افزایش سطح مخروط باعث می‌شود گشتاور بیشتری توسط این بخش اعمال گردد. اگرچه، افزایش ضریب اصطکاک باعث می‌شود این نسبت کاهش یافته و گشتاور بیشتری به قسمت پیچ انتقال یابد. لذا افزایش ضریب اصطکاک این اجازه را به طراحان می‌دهد که سطح تماس بیشتری در قسمت مخروطی ایجاد کنند بدون این که پیش‌بار در پیچ از بین برود.

تاثیر استخوان بر عملکرد اتصال:

با توجه به این که در اتصال‌های انقباضی عضوهای خارجی نیز می‌توانند بر عملکرد مکانیزم موثر باشند، در این بخش تاثیر استخوان بر مقادیر راندمان در اشکال ۱۰ و ۱۱ نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل ۱۰ پیداست، با افزایش مدول الاستیک استخوان که خود بیانگر دانسیته استخوان نیز می‌باشد (رابطه هانس فیلد)، مقادیر راندمان افزایش یافته است.

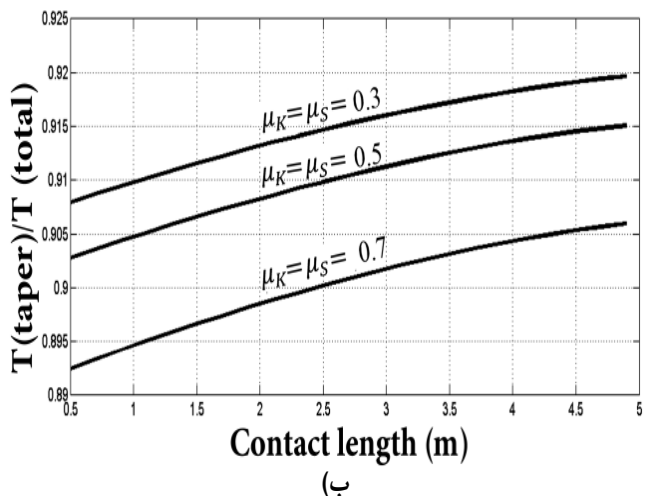
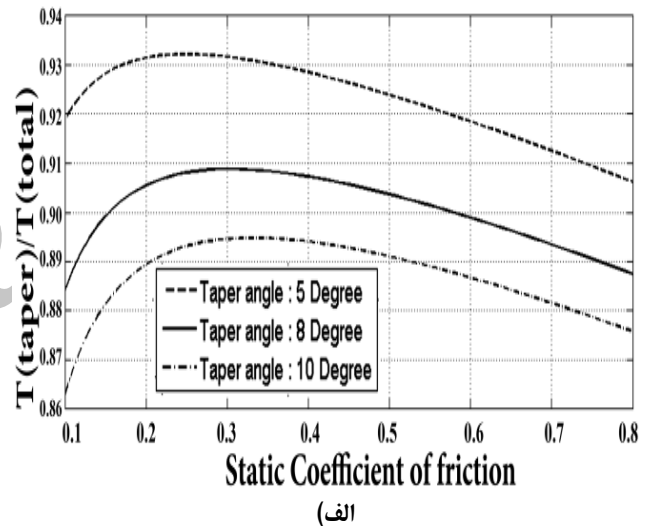


شکل ۱۰- تاثیر مدول الاستیک استخوان بر راندمان



شکل ۱۱- تاثیر استخوان بر فشار انقباضی ایمپلنت و اباتمنت

شکل ۹-الف) نسبت گشتاوری سفت کردن قسمت مخروطی به کل گشتاور سفت کردن را با ضرایب اصطکاک دینامیکی مختلف نشان می‌دهد. در این شکل می‌توان دید که با افزایش زاویه مخروط، ترم سینوسی پیش‌بار در پیچ بزرگ‌تر می‌شود و گشتاور بیشتری در پیچ منتقل می‌گردد، لذا نسبت گشتاور مخروط به کل کاهش می‌یابد. نکته قابل توجه این است که مانند نمودار مربوط به راندمان و ضریب اصطکاک، این نمودار نیز دارای یک پیک می‌باشد که در ضرایب اصطکاک بین ۰/۲۵ و ۰/۳۵ بیشترین گشتاور به قسمت مخروطی منتقل می‌گردد. در هر صورت بیش از ۸۶٪ گشتاور کلی توسط بخش مخروطی اعمال می‌گردد، این رقم برای ایمپلنت استاندارد ITI معادل ۹۱٪ گشتاور کل می‌باشد. بنابراین قسمت پیچ‌دار تنها ۹٪ گشتاور کل را ایجاد می‌کند.



شکل ۹- نسبت گشتاور مخروط به گشتاور کل بر حسب ضرایب اصطکاک استاتیکی، ب) سطح تماس مخروط

در این مطالعه، نشان داده شد که ضرایب اصطکاک تاثیر قابل توجهی در مقادیر گشتاور دارند. ضریب اصطکاک اصولاً به عنوان یک پارامتر تخمینی در طراحی می‌باشد (۴). ضریب اصطکاک به عوامل بسیاری همچون جنس مواد، صافی سطح، سطح تماس و در مواردی به نیروی عکس‌العمل سطح بستگی دارد (۱۵).

در این مقاله، مقدار تداخل شعاعی نسبت به گشتاور اعمالی محاسبه گشت. لذا عکس‌العمل سطح، گشتاور و پیش‌بار ایجاد شده در اباتمنت محاسبه گردید. نتایج نشان می‌دهند که به علت وجود عضو مخروطی روی اباتمنت، بیش از ۸۵٪ گشتاور توسط قسمت مخروطی اعمال شده و کمتر از ۱۵٪ آن توسط بخش پیچی تامین می‌گردد.

همچنین در این مطالعه، نقش استخوان در راندمان TIS و تاثیر آن در میزان فشار تماسی یا انقباضی بررسی گردید. نتایج نشان داده که استخوان با توجه به پارامترهای موثر در آن همچون مدول الاستیک و ضخامت استخوان، تاثیر بسزایی در راندمان TIS نخواهد داشت. همچنین در نظر گرفتن استخوان در تحلیل انجام شده می‌تواند ۱۵٪ فشار انقباضی اتصال ایمپلنت- اباتمنت را افزایش دهد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله، مراتب تقدیر و تشکر خود را از آقای دکتر سعید نوکار عضو محترم هیات علمی دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران در رابطه با راهنمایی‌های ارزشمندشان اعلام می‌دارند. همچنین این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه آموزشی بیومکانیک، دانشکده مهندسی، مکانیک دانشگاه علم و صنعت ایران می‌باشد.

همین‌طور مشخص می‌گردد که با افزایش ضخامت استخوان (B3) از شعاع ۴ میلی‌متر به ۷ میلی‌متر، راندمان افزایش می‌یابد. هرچند این افزایش بسیار اندک بوده و تاثیر آن کمتر از یک درصد می‌باشد.

شکل ۱۱ نیز مقادیر فشار انقباضی ایمپلنت و اباتمنت را با جابجایی‌های محوری مختلف نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود وجود استخوان می‌تواند در شرایط یکسان تا ۱۵٪ در افزایش مقادیر فشار انقباضی موثر باشد.

بحث و نتیجه‌گیری

به طور کلی، تغییر زاویه مخروط تاثیر چندانی روی میزان گشتاور اعمالی روی اباتمنت ندارد. درحالی‌که با تغییر ضریب اصطکاک از ۰/۳ به ۰/۷ مقدار گشتاور از حدود ۳۵۰ نیوتن- میلی‌متر به حدود ۸۰۰ نیوتن- میلی‌متر افزایش می‌یابد. افزایش شعاع خارجی ایمپلنت نیز می‌تواند نقش موثری در گشتاور سفت شدن و شل شدن داشته باشد. البته سطح تماس به علت دارا بودن توان ۳ در معادلات، مهم‌ترین نقش را در تغییر گشتاور ایفا می‌کند.

همچنین مشاهده گردید که با کاهش ضریب اصطکاک دینامیکی تا حدود ۹۰٪ ضریب اصطکاک استاتیکی، راندمان به رقم ۱۰۰٪ نزدیک می‌شود. لذا گشتاور شل شدن تقریباً برابر با گشتاور سفت کردن خواهد شد. با کاهش ضریب اصطکاک دینامیکی تا ۷۰٪ ضریب اصطکاک استاتیکی، راندمانی بیش از ۱۲۵٪ ایجاد می‌شود. اگرچه در ایمپلنت استاندارد ITI ضرایب اصطکاک دینامیکی و استاتیکی برابر هستند، راندمان همواره کوچک‌تر از ۱ می‌باشد که به معنی کمتر بودن مقدار گشتاور شل شدن از گشتاور سفت کردن می‌باشد.

منابع:

- 1- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. J Biomech. 2005;38(1):87-97.
- 2- Misch CE. Principles for screw-retained prosthesis. In: Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed. St. Louis: Mosby;1999:575-98.
- 3- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech. 2003;36(11):1649-58.
- 4- Scacchi M, Merz BR, Schär AR. The development of the ITI dental implant system. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:22-32.
- 5- Mallakzadeh MR, Zandi A, Atefi E. Dental implant stability analysis and influence of effective factors on bone-implant contact using frictional model of contact. J Dent Med Tehran Univ Med Sci. 2011;24(3):130-13.
- 6- Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:156-8.
- 7- Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent. 1995;73(3):274-9.
- 8- Haas R, Polak C, Fürhauser R, Mailath-Pokorny G, Dörtbudak O, Watzek G. A long-term follow-up of 76 Branemark single-tooth implants. Clin Oral Implants Res. 2002;13(1):38-43.

- 9-** Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(4):516-20.
- 10-** Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(5):633-45.
- 11-** Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res.* 1998;9(2):91-9.
- 12-** Shigley JE, Mischke CR. *Mechanical Engineering Design.* 6th edition. McGraw Hill; 1989: 450-500.
- 13-** Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):567-71.
- 14-** Izumi S, Yokoyama T, Iwasaki A, Sakai S. Three-dimensional finite element analysis of tightening and loosening mechanism of threaded fastener. *Engin Fail Analys.* 2005;12(4):604-15.
- 15-** Adams GG, Muftu S, Mohd Azar N. A scale-dependent model for multi-asperity model for contact and friction. *J Tribology.* 2003;125(4):700-8.

Archive of SID