

بررسی تأثیر مدل تماسی ایمپلنت دندان و استخوان فک بر حداکثر تنش ایمپلنت به روش اجزاء محدود

محمدرضا نیرومند*

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران

فرزانه جعفری مریکی

دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، موسسه آموزش عالی جامی، اصفهان، ایران

چکیده

در این مقاله تأثیر مدل تماسی ایمپلنت و استخوان فک بر روی حداکثر تنش به صورت کمی با استفاده از روش اجزاء محدود مورد ارزیابی قرار گرفته است. به این منظور ایمپلنت و مقطعی از استخوان فک پایین در نرم افزار آباکوس مدل سازی و تحلیل شده است. بررسی توزیع تنش نشان داد که تحت بارگذاری مایل، حداکثر تنش در ناحیه گردن ایمپلنت و در نزدیکی نقاط تماس با استخوان متراکم اتفاق می افتد. پس از اعتبارسنجی مدل اولیه، با تغییر شرایط تماس بین ایمپلنت و استخوان، میزان اثرگذاری نحوه مدل سازی شرایط تماسی بر حداکثر تنش مورد بررسی قرار گرفته است. شرایط تماسی بررسی شده شامل پیوند کامل بین ایمپلنت و استخوان و همچنین محدوده ای از ضرایب اصطکاک که معمولاً در عمل اتفاق می افتد، می باشد. نتایج نشان داد که حداکثر تنش در حالت پیوند کامل با حداکثر تنش در حالت تماس اصطکاک کمتر از ۱۰ درصد اختلاف دارد. از این رو بسته به نوع مسئله مورد بررسی، می توان به منظور کاهش هزینه های محاسباتی از مدل پیوند کامل، یا به منظور افزایش دقت مدل، از مدل تماس اصطکاک، پیوند استخوانی، تنش.

واژه های کلیدی: ایمپلنت دندان، روش اجزاء محدود، ضریب اصطکاک، پیوند استخوانی، تنش.

Investigation on the Effect of the Contact Model Between Dental Implants and Jaw Bone on the Maximum Stress of Implant Using Finite Element Method

M. R. Niroomand

Department of Mechanical Engineering, Payame Noor University, Tehran, Iran

F. Jafari Maryaki

Department of Mechanical Engineering, Jami Institute of Technology, Isfahan, Iran

Abstract

In this paper, effect of the type of contact between the implant and jaw bone on the maximum stress is evaluated using the finite element method, quantitatively. For this purpose, the implant and a mandibular cross have been modeled and analyzed with ABAQUS. Investigation of stress distribution showed that under buccolingual load, the maximum stress occurs in the neck of the implant and near the contact with cortical bone. After validation of the initial model, effect of the contact conditions on the maximum stress is studied. Contact conditions include full osseointegration between the implant and the bone and a range of coefficients of friction that usually happens. Results show that the maximum stress in frictional contact has less than 10% difference with the maximum stress in full osseointegration contact. Therefore, depending on the type of the model, full osseointegration conditions can be used to reduce the computational cost, or frictional model to enhance the model accuracy.

Keywords: Dental Implant, Finite Element Method, Friction Coefficient, Osseointegration, Stress.

۱- مقدمه

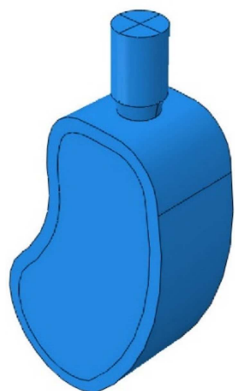
ایمپلنت بعد از بارگذاری است. استخوان فک نقش کلیدی در حمایت و حفظ ثبات ایمپلنت داشته و از بین رفتن تدریجی آن موجب کاهش پایداری ایمپلنت می شود. مطالعات، نشان داده است که با افزایش سطح تماس بین استخوان و ایمپلنت می توان تحلیل استخوان فک را به حداقل رساند.

برای داشتن یک مدل اجزاء محدود کارآمد از ایمپلنت دندان، داشتن آگاهی کامل از شرایط تماسی سطح ایمپلنت - استخوان و نحوه اعمال آن در مدل سازی ضروری است. محققین مختلف تلاش کرده اند با ارتقای شرایط تماسی ایمپلنت، حداکثر تنش را در آن کاهش دهند. توزیع تنش می تواند در عمر ایمپلنت تأثیرگذار باشد. ناتالی و همکارانش سه مدل تماسی مختلف برای مدلسازی ایمپلنت های دندانی ارائه داده اند [۱-۳]. در مدل اول فرض بر آن است که بین استخوان و ایمپلنت پیوند کامل برقرار بوده و جداسازی در آن امکان پذیر نمی باشد. این مدل به علت مدلسازی ساده تماس ایمپلنت و استخوان، هزینه ی محاسباتی کمتری دارد.

دندان ها ساختارهای منظم و کوچکی در دهان هستند که ممکن است بر اثر عواملی چون پوسیدگی، بیماری های لثه، وارد آمدن ضربه به آنها و ... از بین بروند. از هزاران سال پیش بشر در جستجوی جایگزینی برای دندان های از دست رفته بوده و همواره دستیابی به یک جایگزین مناسب برای دندان های از دست رفته، از اهداف اصلی در دندان پزشکی بوده است. مشکلی که تا چندی پیش راهی جز استفاده از دندان های مصنوعی نداشت. این دندان ها به دلیل شکل ظاهری و مشکلات دیگری که داشتند، رضایت بیمار را جلب نمی کردند.

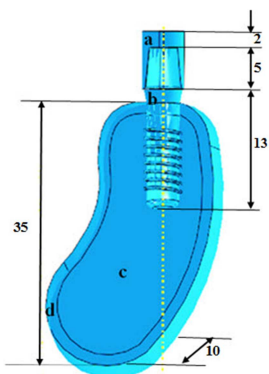
امروزه استفاده از ایمپلنت های دندانی، به عنوان بهترین راه حل برای دندان های از دست رفته شناخته می شوند. در سال های اخیر، تحقیقات زیادی به منظور بهبود کارایی و پایداری بیشتر این ایمپلنت ها انجام شده است.

یکی از موضوعات مورد تحقیق در زمینه بیومکانیک، تحلیل رفتن استخوان اطراف ایمپلنت و کاهش سطح تماس بین استخوان و



شکل ۲- مدل مونتاژ شده ایمپلنت، استخوان و سرپوش

استخوان مورد تحلیل در این مقاله از نوع B/2 بر اساس طبقه‌بندی زارب^۳ و لخم^۴ است [۷]. معمولاً ضخامت استخوان متراکم از ۱/۳ تا ۲ میلی‌متر تغییر می‌کند. در این مقاله از ضخامت ۱/۵ میلی‌متر برای استخوان متراکم استفاده شده است. شکل ۳ ابعاد مدل را نشان می‌دهد.



شکل ۳- نمایش مدل به همراه ابعاد a: سرپوش سرامیکی b: ایمپلنت c: استخوان اسفنجی d: استخوان متراکم (اندازه‌ها به میلی‌متر است)

ایمپلنت‌ها از لحاظ شکل ظاهری، گام پیچ و نوع رزوه بسیار متنوع هستند. در این تحقیق یک ایمپلنت استوانه‌ای رزوه‌دار به همراه اباتمنت^۵ با ارتفاع ۵ میلی‌متر مورد بررسی قرار گرفته است. این ایمپلنت دارای قطر ۴/۱ میلی‌متر و دندانه‌های دوزنقه‌ای شکل با گام ۱/۰۵ میلی‌متر است. در شکل ۴ ابعاد ایمپلنت نشان داده شده است [۶].

در مدل دوم هیچ نیروی پیوندی بین استخوان و ایمپلنت وجود ندارد؛ سطوح آنها کاملاً از هم جدا بوده و تنها لغزش بین آنها امکان‌پذیر است. این مدل با اضافه‌کردن اصطکاک، گسترده‌تر شده است. در این حالت، امکان جدا شدن ایمپلنت و استخوان متراکم با وارد شدن نیروهای فک بالا و پایین در زمان حرکت فک، وجود دارد.

در مدل سوم بین استخوان و ایمپلنت تماس پیوسته‌ای وجود دارد ولی زمانی که تنش‌های بین آنها از حد مجاز تجاوز کند جداشدگی سطوح امکان‌پذیر است. در این مدل تماس استخوانی، قفل‌شدگی مکانیکی ناقص در سطح میکرو رخ می‌دهد.

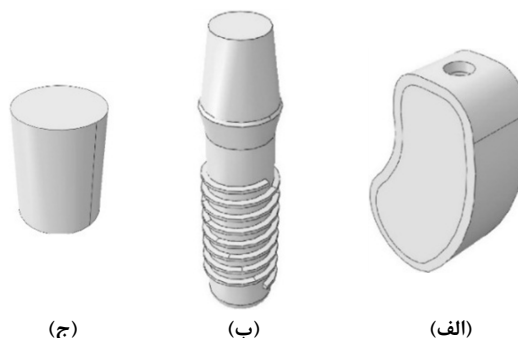
در بسیاری از تحقیقاتی که انجام شده‌است، با توجه به ساده‌تر و کم‌هزینه‌تر بودن مدل پیوند کامل، از این مدل در مدل‌سازی‌ها استفاده شده‌است. اما تاکنون برآوردی کمی از میزان تقریبی که این مدل دارد، صورت نگرفته‌است. در این مقاله تلاش شده‌است تا تأثیر استفاده از مدل‌های اول و دوم تماس در مدل‌سازی اجزاء محدود به صورت کمی مورد بررسی قرارگیرد [۴-۵].

۲- مبانی و روش‌ها

در این بخش به نحوه‌ی مدل‌سازی در نرم‌افزار اجزاءمحدود، نحوه اعمال بارگذاری، شرایط مرزی و سایر ملاحظات که در این مدل لحاظ شده‌است، اشاره می‌گردد.

۲-۱- طراحی مدل سه بعدی

در ابتدا ایمپلنت، بخشی از استخوان فک و سرپوش به طور جداگانه به صورت سه‌بعدی در نرم‌افزار آباکوس^۱ طراحی شده‌است. این قطعات در شکل ۱ نمایش داده شده است. در این تحقیق از مدل مقطع فک پایین در ناحیه دندان آسیاب اول^۲ استفاده شده است [۶]. مدل سه‌بعدی استخوان فک از یک لایه‌ی ضخیم با عنوان استخوان متراکم که استخوان اسفنجی را احاطه کرده است، تشکیل گردیده است.



شکل ۱- مدل طراحی شده در آباکوس، الف) استخوان فک، ب) ایمپلنت، ج) سرپوش

در ادامه با قراردادن ایمپلنت درون استخوان و سپس سوارکردن سرپوش، مدل مونتاژ شده تهیه شده است. این مدل در شکل ۲ ارائه گردیده است.

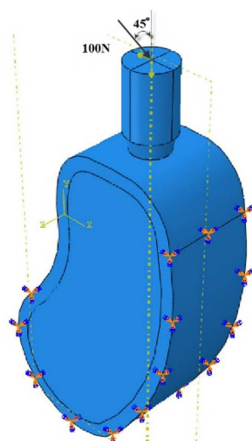
³ Zarb

⁴ Lekholm

⁵ Abutment

¹ ABAQUS

² First Premolar

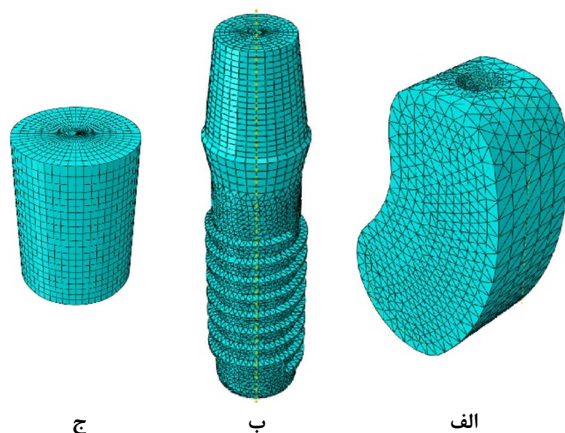


شکل ۵- بارگذاری و شرایط مرزی حاکم بر مدل

در این مقاله نیرویی استاتیکی برابر با ۱۰۰ نیوتن با زاویه ۴۵ درجه به مرکز سرپوش سرامیکی وارد شده است [۸-۱۰].

۲-۴- المان بندی

مدل سه بعدی با المان‌های چهاروجهی و شش‌وجهی همانگونه که در شکل ۶ مشاهده می‌شود، المان بندی شده است. با توجه به ابعاد کوچک رزوه‌های ایمپلنت، المان‌های این ناحیه کوچکتر از سایر نقاط در نظر گرفته شده است. درشت بودن المان‌های بخش‌های دیگر مدل در کاهش زمان حل موثر است.

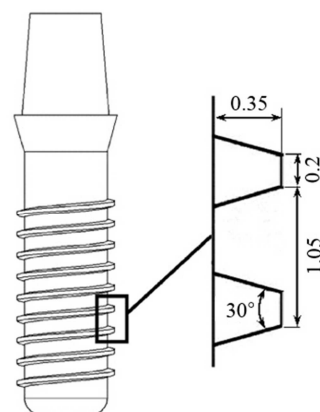


شکل ۶- مدل مش بندی شده، (الف) استخوان فک، (ب) ایمپلنت، (ج) سرپوش

با توجه به بارگذاری استاتیکی و کوچک بودن جابجایی‌ها و به منظور کاهش زمان حل، در این مدل از المان‌های خطی استفاده شده است [۱۱-۱۲]. در خصوص اندازه المان‌ها و به منظور یافتن اندازه المان مناسب، آزمون همگرایی مش صورت گرفته است، که در ادامه ارائه می‌گردد.

۲-۵- همگرایی مش

با توجه به اینکه روش اجزاء محدود یک روش عددی است، نتایج بدست آمده از آن، تقریبی از حل دقیق است. بنابراین برای تایید مدل‌سازی صورت گرفته، از آزمون همگرایی مش استفاده شده است. از



شکل ۴- ابعاد رزوه‌ی ایمپلنت (اندازه‌ها به میلی‌متر است)

سرپوش سرامیکی به صورت یک استوانه با ضخامت ۲ میلی‌متر بر روی اباتمنت تیتانیومی جایگذاری شده است. این سرپوش، مدل ساده شده‌ی تاج دندان است که بعد از موفقیت آمیز بودن اتصال ایمپلنت به استخوان فک، بر روی اباتمنت قرار می‌گیرد.

۲-۲- خواص مواد

مواد مورد استفاده در مدل اجزاء محدود، همگن، همسانگرد و الاستیک فرض شده‌اند [۷]. خواص مکانیکی این مواد در جدول ۱ آورده شده است.

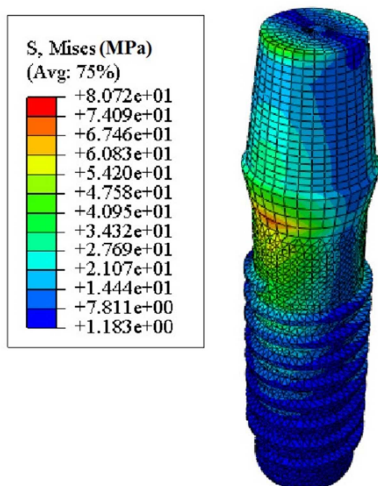
جدول ۱- خواص مکانیکی مواد مورد استفاده در مدل اجزاء محدود [۸]

ماده	مدول یانگ (GPa)	ضریب پواسون	استحکام تسلیم (MPa)
استخوان متراکم	۱۳	۰/۳	۱۸۰
استخوان اسفنجی	۱/۳۷	۰/۳	۳۵
تیتانیوم	۱۰۲	۰/۳۵	۵۴۴
سرامیک	۶۸/۹	۰/۲۸	۲۳۰

البته خواص مکانیکی استخوان‌ها در هر فرد بسته به میزان سالم بودن لثه و استخوان، خصوصیات ژنتیکی و سن فرد، متفاوت است. موارد ذکر شده در جدول ۱ برای یک فرد معمولی با بافت‌های سالم می‌باشد.

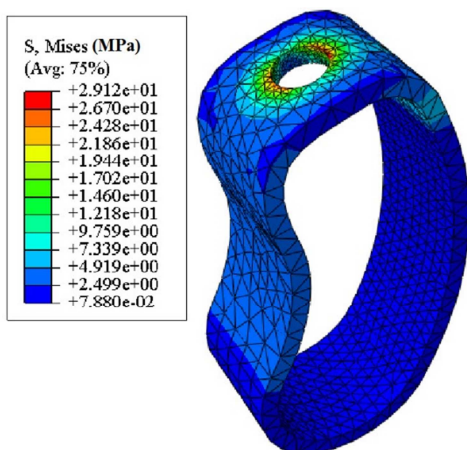
۲-۳- شرایط مرزی و بارگذاری

به دلیل قرارگیری بخش مدل شده از استخوان بین دو دندان و همچنین گیر بودن قسمت پایین مدل به فک، استخوان بصورت کاملاً مقید در نظر گرفته شده است (شکل ۵). بارهای وارد بر ایمپلنت نظیر جویدن، معمولاً بارهای تناوبی هستند. با این وجود اکثر تحقیقات انجام شده برای سادگی، ماهیت سیکنی بارها را در مقدار نیروی وارد شده لحاظ کرده و تحلیل را به صورت استاتیکی انجام می‌دهند.



شکل ۸- توزیع تنش در ایمپلنت

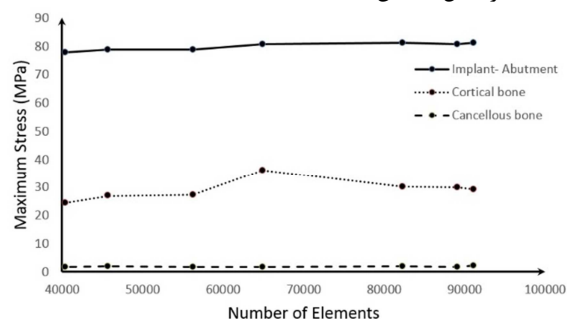
در استخوان متراکم و استخوان اسفنجی، هم تنش در اطراف سوراخ به حداکثر رسیده است. توزیع تنش در این استخوان‌ها در شکل‌های ۹ و ۱۰ نشان داده شده است.



شکل ۹- توزیع تنش در استخوان متراکم

مقایسه مقادیر حداکثر تنش در ایمپلنت و استخوان‌های متراکم و اسفنجی با میزان استحکام آنها که در جدول ۱ آمده است نشان می‌دهد که مقادیر تنش به مراتب از استحکام مواد مذکور کمتر است.

آنجایی که نتایج تحلیل باید مستقل از مش باشد، تحلیل‌هایی با تعداد المان‌های متفاوت انجام شد و نتایج آنها با یکدیگر مقایسه گردید. بدین منظور مقادیر تنش در استخوان متراکم، استخوان اسفنجی و ایمپلنت مورد بررسی قرار گرفت. حداکثر تنش به ازای تعداد المان‌های مختلف در شکل ۷ نشان داده شده است.



شکل ۷- تغییرات مقادیر حداکثر تنش بر حسب تعداد المان‌ها

همانطور که از شکل ۷ مشخص است، نمودار به صورت افقی درآمده و افزایش بیشتر تعداد المان‌ها تأثیری بر نتایج نداشته و صرفاً موجب افزایش زمان حل می‌شود.

۳- نتایج

۳-۱- تحلیل

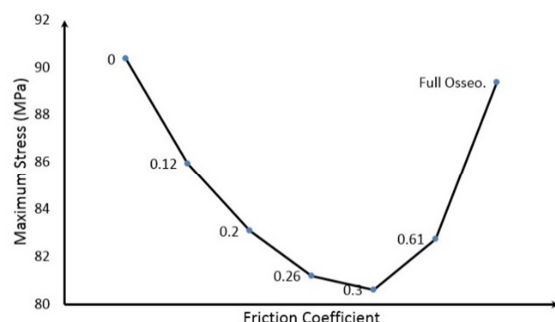
یکی از عوامل اثرگذار در پایداری ایمپلنت‌ها، حداکثر تنش در ایمپلنت و استخوان‌هاست. معمولاً مقادیر تنش در ایمپلنت با میزان استحکام آنها قابل مقایسه نیست و مقادیر به مراتب کمتری دارد. با این وجود هرچقدر مقدار تنش بیشتر باشد، می‌تواند به مرور از پایداری ایمپلنت کاسته و موجب لقی آن شود.

نمودارهای توزیع تنش فون میزز در ایمپلنت، استخوان متراکم و استخوان اسفنجی به ترتیب در شکل‌های ۸، ۹ و ۱۰ ارائه شده است. از شکل ۸ مشخص است که در ایمپلنت تحت بارگذاری مایل، حداکثر تنش برابر ۸۰/۷ مگاپاسکال بوده و در ناحیه گردن ایمپلنت و در نزدیکی استخوان متراکم اتفاق افتاده است.

جدول ۳- مقادیر حداکثر تنش در شرایط تماسی مختلف در ایمپلنت

ضریب اصطکاک	۰	۰/۱۲	۰/۲	۰/۲۶	۰/۳	۰/۶۱	پیوند کامل
حداکثر تنش (MPa)	۹۰/۳۶	۸۵/۹۵	۸۳/۰۸	۸۱/۲۰	۸۰/۶۰	۸۲/۷۴	۸۹/۳۷

به منظور ارزیابی بهتر مقادیر تنش، نتایج فوق در شکل ۱۱ ترسیم شده است.

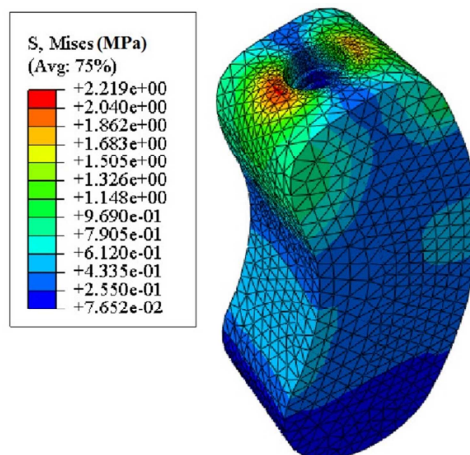


شکل ۱۱- نمودار تغییرات تنش در اثر تغییر نوع تماس در ایمپلنت

همانطور که ملاحظه می‌شود، حداکثر تنش در حالت پیوند کامل ۸۹/۳۷ مگاپاسکال است؛ درحالی‌که حداکثر تنش در حالت مدل اصطکاکی، بین ۸۰/۶ تا ۹۰/۳۶ مگاپاسکال تغییر می‌کند. بنابراین اختلاف نتایج مدل پیوند کامل با مدل اصطکاکی بین ۱/۱- تا ۹/۸ درصد می‌باشد. این میزان اختلاف مشخص می‌کند که در تحلیل‌های مختلف با اهداف متفاوت، کدام مدل می‌تواند کارا تر باشد. به عنوان مثال در تحلیل‌های زمان‌بر به منظور کاهش هزینه‌های محاسباتی می‌توان از مدل پیوند کامل استفاده نمود. از طرفی در مواقعی که دقت بالاتری مدنظر باشد می‌توان از مدل اصطکاکی با ضریب اصطکاک مناسب بهره برد.

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق بررسی میزان اثرگذاری مدل سطح تماس بین ایمپلنت و استخوان صورت گرفت. بدین منظور ابتدا یک مدل اجزاء محدود از ایمپلنت دندان تحت بارگذاری مایل تهیه و اعتبارسنجی گردید. در ادامه دو مدل تماسی، پیاده‌سازی و نتایج آنها مقایسه شد. ابتدا مدل پیوند کامل و سپس مدل تماس لغزشی با مقادیر مختلف ضریب اصطکاک شبیه‌سازی شد. نتایج نشان داد که حداکثر اختلاف تنش در مدل پیوند کامل با مدل اصطکاکی، کمتر از ۱۰ درصد خواهد بود. این درحالی است که مدل پیوند کامل، زمان محاسبات را کاهش می‌دهد. از این‌رو در تحلیل‌های زمان‌بر می‌توان از این مدل به منظور کاهش هزینه‌های محاسباتی استفاده نمود. کاهش هزینه‌های محاسباتی به ویژه در مسائلی نظیر بهینه‌سازی که حل مسئله بارها صورت می‌پذیرد، از اهمیت زیادی برخوردار است.



شکل ۱۰- توزیع تنش در استخوان اسفنجی

۳-۲- اعتبار سنجی

قبل از تحلیل سطح تماس بین ایمپلنت و استخوان فک، ابتدا می‌بایست مدل‌سازی انجام شده اعتبارسنجی گردد. بدین منظور مقادیر حداکثر تنش فون میزز حاصل از مدل حاضر با نتایج کانگ^۶ و همکارانش [۶] مقایسه گردید. اطلاعات مربوطه در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲- مقایسه مقادیر حداکثر تنش فون میزز

مدل	ایمپلنت (MPa)	استخوان متراکم (MPa)	استخوان اسفنجی (MPa)
تحقیق حاضر	۸۰/۷۲	۲۹/۱۲	۲/۲۲
کانگ [۶]	۷۳/۷۳	۱۹/۵۵	۲/۴۶

نتایج بدست آمده نشان می‌دهد حداکثر تنش در ایمپلنت حدود ۸ درصد با مرجع [۶] اختلاف دارد. با اطمینان از صحت مدل‌سازی انجام شده، در ادامه تلاش شده است تا تاثیر مدل تماسی بر حداکثر تنش مورد ارزیابی قرار گیرد.

۳-۳- بررسی تاثیر مدل تماسی

همانطور که پیش‌تر اشاره گردید در بسیاری از تحقیقات، با فرض پیوند کامل بین استخوان و ایمپلنت، این اجزاء در مدل کاملاً به هم متصل می‌شوند. استفاده از این مدل تماسی، زمان حل مسئله را کاهش می‌دهد ولی نسبت به آنچه در واقعیت اتفاق می‌افتد دارای تقریب می‌باشد. از این‌رو در این بخش، نتایج مدل پیوند کامل با حالتی که تماس لغزشی بین سطوح امکان‌پذیر است، مقایسه شده است. مدل تماس لغزشی می‌تواند بدون اصطکاک یا با اعمال ضریب اصطکاک شبیه‌سازی شود. معمولاً در صورتیکه ضریب اصطکاک لحاظ شود، محدوده‌ای بین ۰/۱۲ تا ۰/۶۱ برای آن در نظر گرفته می‌شود [۱۳-۱۷]. از این‌رو در ادامه مدل‌سازی با هر یک از این ضرایب اصطکاک انجام گرفته است. نتایج مدل‌سازی‌های مختلف، در جدول ۳ ارائه شده است.

⁶ Kong

- [1] Natali A., Pavan P., Ruggero A., Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dental Materials*, Vol. 22, No. 4, pp. 388-95, 2006.
- [2] Natali A., Carniel E., Pavan P., Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 100, No. 2, pp. 158-65, 2010.
- [3] Natali A., Cranial E., Pavan P., Constitutive modelling of inelastic behaviour of cortical bone. *Medical Engineering & Physics*, Vol. 30, No. 7, pp. 905-912, 2008.
- [4] Staden R., Guan H., Loo Y., Johnson N., Meredith N., stress evaluation of dental implant wall thickness using numerical techniques. *Applied Osseointegration Research*, Vol. 6, pp. 39- 47, 2008.
- [5] Abuhussein H., Pagni G., Rebaudi A., Wang HL, The effect of thread pattern upon implant Osseo integration. *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 21, No. 2, pp. 129-136, 2010.
- [6] Kong L., Zhao Y., Hu K., Li D., Zhou H., Wu Z., Liu B., Selection Of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*, Vol. 40, No. 7, 474-4788, 2009.
- [7] Lekholm U., Zarb G. A., Patient selection and preparation. In: Braemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence, Chicago, 1985.
- [8] Wang X, Masse DB, Leng H, Hess KP, Ross RD, Roeder RK, Detection of trabecular bone microdamage by micro-computed tomography. *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp 3397-403, 2007.
- [9] Achour T., Merdji A., Bachir Bouiadjra B., Serier B., Djebbar N., Stress distribution indental implant with elastomeric stress barrier. *Materials & Design*, Vol. 32, pp. 282-290, 2011.
- [10] Kitamura E., Stegaroiu R., Nomura S., Miyakawa O., Influence of marginal bone resorption on stress around an implant a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, Vol. 32, pp.179-286, 2005.
- [11] Duyck J., Ranold H., Van Oosterwyck H., Naert I., Vander Sloten J., Ellingsen J., The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 12, pp. 207-18, 2001.
- [12] Giannuzzi L., Phifer D., Giannuzzi N., Capuano M., Two-dimensional and 3dimensional analysis of bone/dental implant interfaces with the use of focusedion beam and electron microscopy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol. 65, pp.737-47, 2007.
- [13] Chang C., Chen C., Huang C., Hsu M., Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Medical Engineering & physics*, Vol. 34, pp. 999-1008, 2012.
- [14] Guan H., Staden R., Johnson N., Loo Y., Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process-A finite element study. *Finite elem. Analys.*, Vol. 47, pp. 886-897, 2011.
- [15] Norton M., Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 9, pp. 91-9, 1998.
- [16] Duyck J., Rnold H., Van Oosterwyck H., Naert I., Vander Sloten J., Ellingsen J., The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clinical Oral Implants Research*, Vol. 12, pp. 207-18, 2001.
- [17] Benaissa A., Chikh B., Meddah H., Merdji A., s Bachir Bouiadjra A.. Effects of overloading in mastication on the mechanical behaviour of dental implants. *Materials & Design*, Vol. 47, pp. 210-217, 2013.