



تأثیر جنس ایمپلنت طراحی شده برای استخوان های ناهنجار بر توزیع تنش به روش المان محدود

نورجان زیبا ساز طالبی^۱، بهزاد یثربی^{۲*}

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، گرایش بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تبریز، تبریز، ایران.

ایمیل: nurjan.zibasaz@gmail.com

۲. عضو هیئت علمی، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد تبریز، تبریز، ایران.

ایمیل: B_yasrebi@iaut.ac.ir

چکیده

تعویض مفصل زانو باعث بالا بردن کیفیت زندگی، بهبود کارایی و ایجاد رضایت بسیار در بیشتر بیماران جامعه ما می باشد. با ایجاد تغییرات خاصی در روش زندگی می توان این جراحی را به عنوان یک راه حل و روش موثر و ماندگار برای افرادی توصیه نمود.

هدف از این تحقیق مطالعه تأثیر جنس ایمپلنت طراحی شده برای استخوان های ناهنجار بر توزیع تنش به روش المان محدود است؛ در این تحقیق با استفاده از نرم افزار سالدورکس طراحی ایمپلنت تیبیا طبق مقاله [۳] صورت گرفت. سپس با انتقال به نرم افزار اباکوس و اعمال نیروی وزن تحلیل تنش بر روی سه جنس مختلف انجام گرفت. نتایج نشان داد که تحمل تنش ماکسیمم برای دو نیروی ۴.۲۳۵۴ نیوتن و ۲.۱۱۷۷ نیوتن در سرامیک بیشتر از دو جنس دیگر بود.

کلمات کلیدی:

ایمپلنت زانو، استخوان های ناهنجار، پروتز، تیبیا، ارتروز

*نویسنده مسئول: بهزاد یثربی



سیزدهمین کنگره ملی مهندسی
مکانیک بیوسیستم و مکانیزاسیون
ایران
(مکانیک بیوسیستم ۱۴۰۰)



۲۴-۲۶ شهریور ۱۴۰۰

تأثیر جنس ایمپلنت طراحی شده برای استخوان های ناهنجار بر توزیع تنش به روش
المان محدود

مقدمه

زانو و اناتومی آن

مفصل زانو انسان یکی از پیچیده‌ترین مفصل‌ها در بدن انسان است [۳].
تعویض مفصل زانو یکی از راه‌حل‌های نهایی برای بیماری‌های زانو یا تخریب مفصل و علائم
بالینی درد-دفورمیتی و محدودیت حرکتی می‌باشد [۱].
عواملی همچون ارتروز، پوکی استخوان و شل شدگی مفصل و کسیت‌های مفصلی موجب تعویض مفصل زانو می‌گردند [۳،
۷، ۸].

در دوران سالمندی به دلیل سفت‌شدن بافت پیوندی، کاهش تحرک، فقر حرکتی و همچنین در اثر ارتروز، تغییرات
فیزیولوژیکی در ساختارهای کنترل‌کننده انعطاف‌پذیری بدن به وجود می‌آید و انعطاف‌پذیری به شدت محدود می‌شود. بین
ارتروز زانو و افزایش زمین‌خوردن در زنان سالمند ارتباط معنی‌داری وجود دارد که در بیشتر مواقع منجر به تعویض مفصل
زانو می‌گردد [۴].

میزان تاثیر توزیع تنش در ایمپلنت زانو با توجه به وضعیت بیولوژیکی و فیزیولوژیکی فرد، از اهمیت خاصی برخوردار است.
[۲]. بقای ایمپلنت مانند جنسیت و سن در جراحی شاخص با داده‌های سوابق از جمله افسردگی، چاقی، دیابت پیچیده، نسخه
غیر وزنی از شاخص الکسهاوزر در ارتباط هستند [۶].

در تحقیقات گذشته که عمدتاً کودکان را مورد بررسی قرار دادند به این نتیجه رسیدند که با کاهش وزن ایمپلنت و به حداقل
رساندن مشکلات مرتبط با فشار به واسطه تغییر مواد ایمپلنت از وزن آن بکاهند و مطابق با ویژگی استخوانی کودک طراحی
خاصی از ایمپلنت با طول stem بلندتر جهت کاهش تنش وارده انجام دهند [۹].

همچنین در بررسی افراد بزرگسالی که دچار چاقی بودند، به این نتیجه رسیدند که اگر ایمپلنت با طرح کوتاه استخوان
درشت نی، که با آسپتیک همراه باشد، شل شدن در TKA اولیه ایجاد می‌گردد، اما میتوان با طراحی ایمپلنت تیبیا با طول
بیشتر، از شل شدگی، جلوگیری کرد [۵].

هدف از این تحقیق مطالعه تاثیر جنس ایمپلنت طراحی شده برای استخوان‌های ناهنجار کودکان و
بزرگسالان بر توزیع تنش به روش المان محدود بود.

مواد و روش تحقیق

برای انجام این تحقیق دو مرحله در نظر گرفته شد:

مرحله اول، برای ایجاد طراحی ایمپلنت در استخوان تیبیا ابتدا با نرم‌افزار سالیدورکس ورژن ۲۰۱۹ مدل‌سازی کردیم.

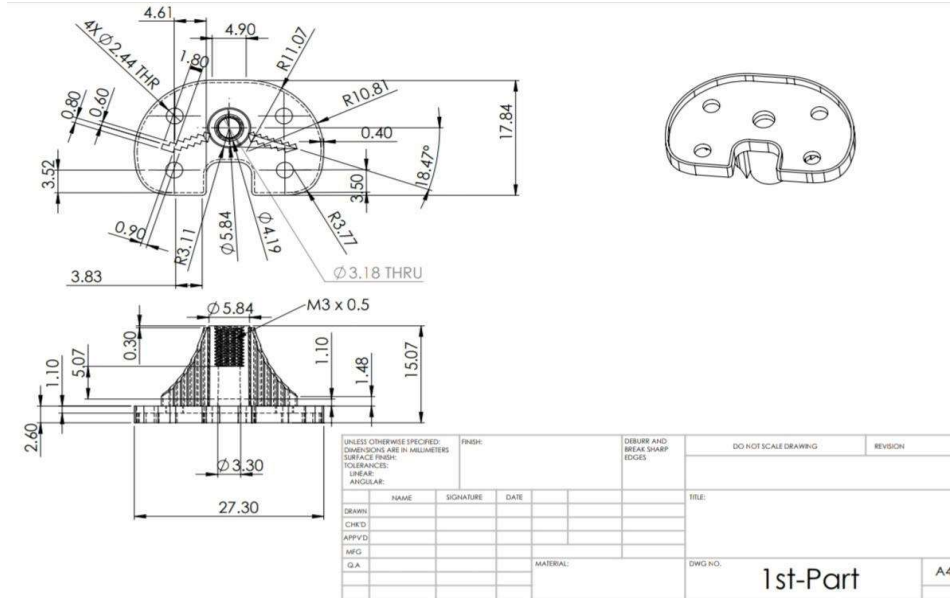
مرحله دوم، مدل بدست آمده را برای تحلیل، به نرم‌افزار اباکوس ورژن 2019 import کردیم.

برای طراحی صفحه‌ی سالید را باز کردیم؛ اندازه‌گذاری‌هایمان را بر حسب mm انتخاب کردیم. ابتدا نقشه‌های دو

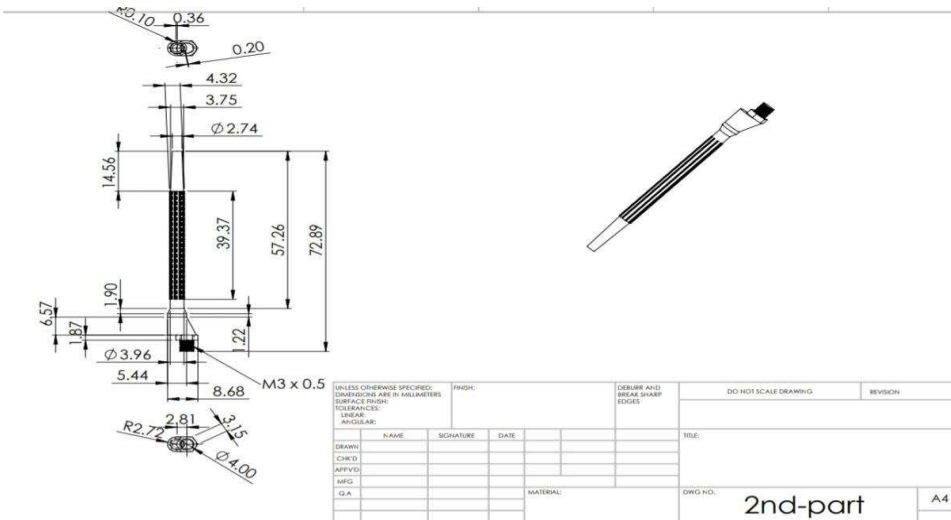
قسمت مینیسک و استم را با ابعاد ارتفاع، عرض و طول ایمپلنت به ترتیب ۱۵۲ میلی متر، ۶۲ میلی متر و ۴۳ میلی متر، طبق

مقاله‌ی رفرنس طراحی کردیم.

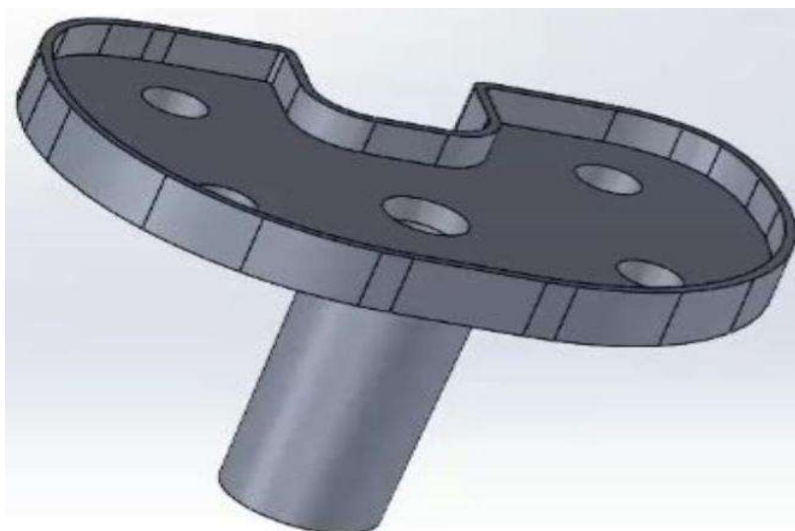
نقشه‌ی مینیسک و استم



شکل ۱. نقشه‌ی مینیسک ایمپلنت

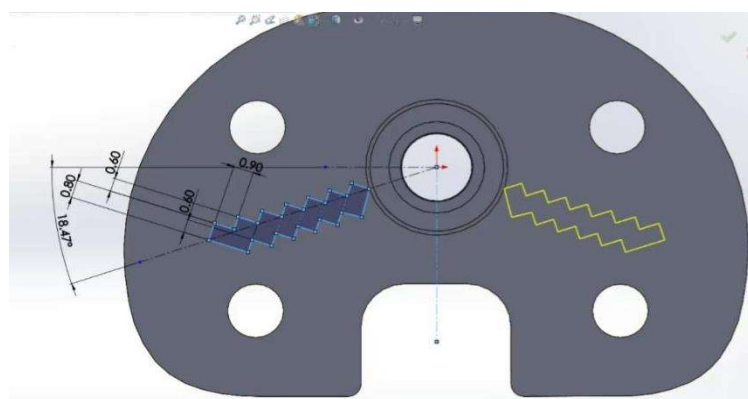


شکل ۲. نقشه‌ی استم ایمپلنت



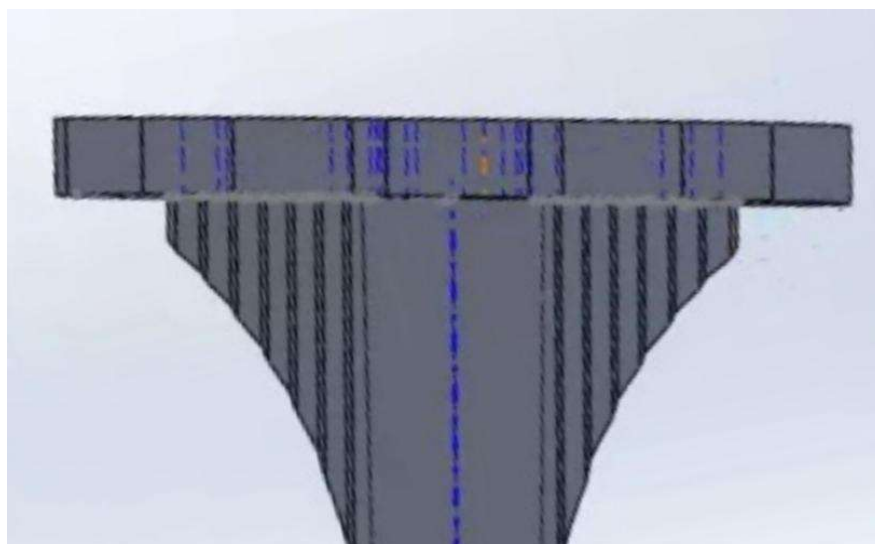
شکل ۳. نمایش مینیسک طراحی شده

با استفاده از دستور Line و point arc شکل کلی ترسیمه را طراحی کردیم و زوایا و طول را مطابق نقشه، اعمال کردیم. برای FIX صحیح قسمت مرکزی پیچها را باهم CONCENTRIC کردیم این کار توسط پارت MATE انجام گرفت (شکل ۳).



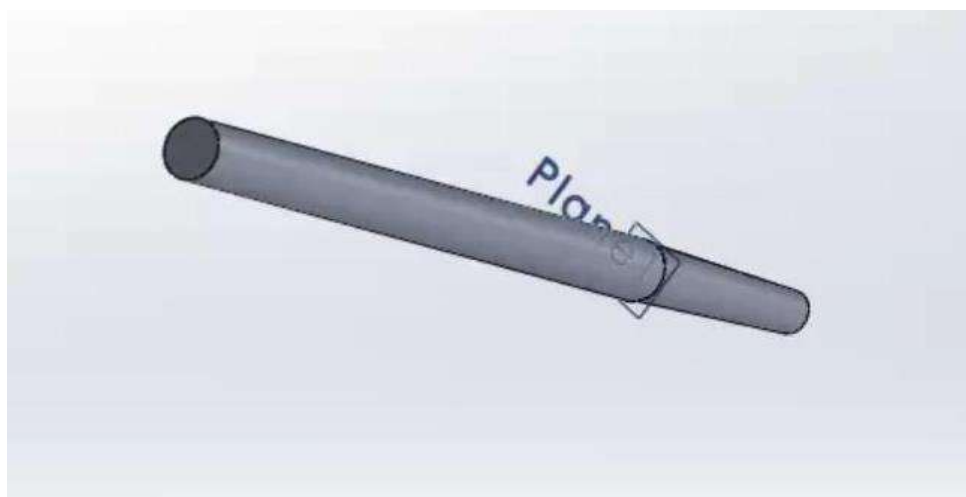
شکل ۴. نمایش قسمت شیارهای مینیسک

برای ایجاد شیارهای گردنهی مینیسک از دستور insert استفاده کردیم و بادستور mirror=>insert=>line properties را صورت پلهای کشیدیم و به طرف دیگر متقارن کردیم. با دستور boss extrude شیارها را تا سطح استوانه‌ای کشیدیم (شکل ۴).



شکل ۵. نمایش cut revolve شیارها

برای خمیده کردن شیارها از دستور `Plane =>sketch=>circle=>ok` و با `sketch plane` از کل قطعه و خطی کردن پایین دایره برای `cut revolve` از دستور `Insert line=>trim=>cut revolve` استفاده کردیم (شکل ۵).

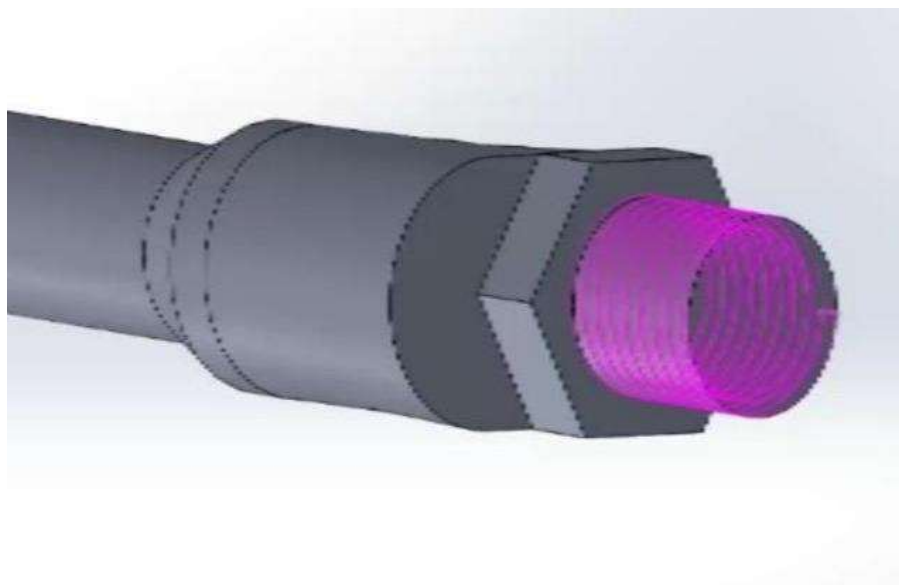


شکل ۶. طراحی استم ایمپلنت

برای طراحی قسمت استم ایمپلنت، در مرحله‌ی اول ابتدا برای ایجاد استوانه‌ی توپر در صفحه‌ی `top plane` دایره‌ای کوچک و در صفحه‌ی `plane` دایره بزرگتر در موازای آن، ایجاد کرده و توسط `loft` به هم وصل کردیم و یک استوانه توپر به دست آوردیم.

با ایجاد صفحه‌ی دایره روی `plane` و با `sketch loft` دادن، استوانه‌ی توپر تشکیل دادیم.

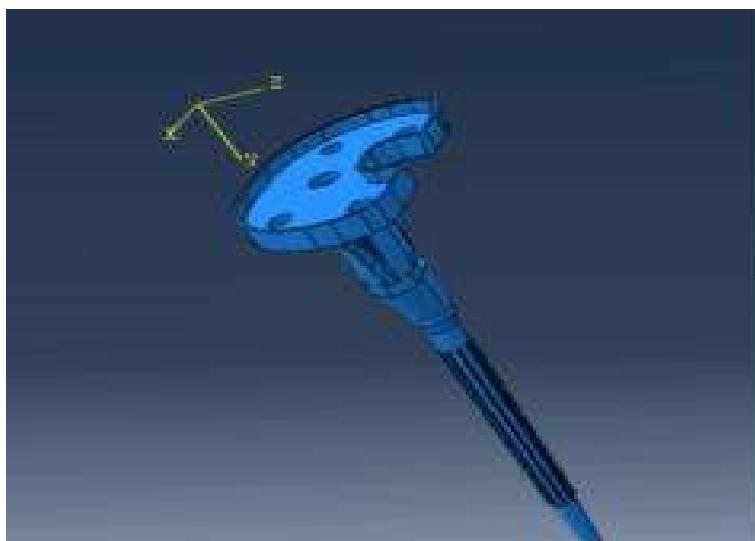
با رسم دایره و straight slot شکل‌ها را به هم loft_sketch دادیم و دوتا دایره را به صورت توپر با sketch loft به هم وصل کردیم (شکل ۶).



شکل ۷. نمایش ایجاد رزوه

روی plane یک بیضی ایجاد کردیم و با sketch loft به صورت توپر ترسیم کردیم برای کشیدن قسمت بیضی بالایی از دستور STRAIGHT SLOT استفاده کردیم و به دایره‌ی اولی LOFT دادیم. با دستور polygon روی سطح شش ضلعی کشیدیم. با دستور boss_extrude ارتفاع دایره را خالی کردیم دایره‌ی قسمت پایین را sketch_loft دادیم، و با دستور THREAD رزوه زدیم (شکل ۷).

فیکس کردن دو قطعه‌ی طراحی شده مینیسک و استم



شکل ۸. نمایش فیکس شده‌ی قطعه‌ی مینیسک با استم

برای FIX صحیح، قسمت مرکزی پیچ‌ها را با هم CONCENTRIC کردیم با 90° چرخش پایه را با سطح هم مرکز کردیم قسمت داخل مینیسک و رزوه‌ی پایه را انتخاب کردیم و MATE را OK کردیم، قطعات با هم هم مرکز شد. در نتیجه ASSEMBLY قطعه انجام شده و برای فیکس کردن پایه با مینیسک، با کلیک راست FIX را انتخاب کرده و OK کردیم (شکل ۸).

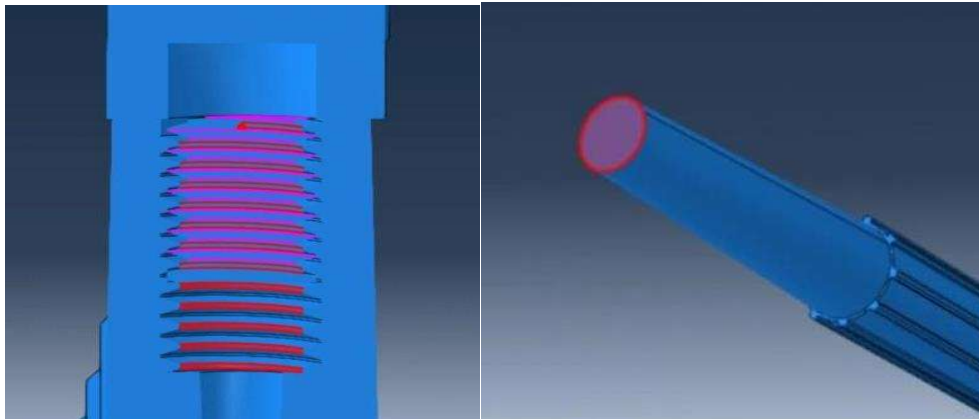
چون طراحی در سالیید انجام گرفته شد از قسمت فایل، و با گزینه‌ی IMPORT شکل را داخل اباکوس باز کردیم:

File => import => part => assembly => step => combine in to single part

جدول ۱. نمایش خواص مکانیکی مربوط به هر جنس

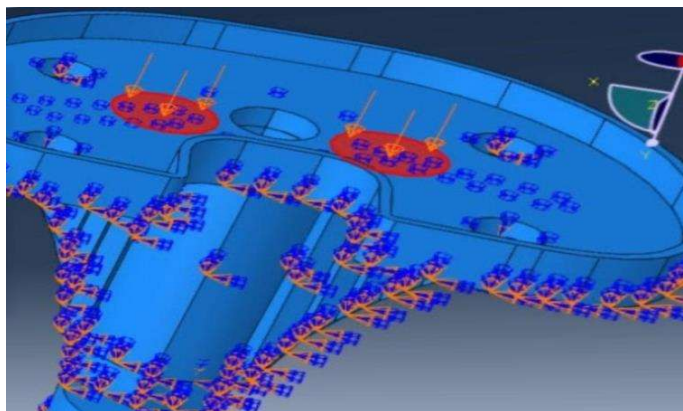
Name	Possion	Density (ρ)	Moduluse young's
سرامیک	۰/۲۳	۵/۷۰۰	۲۵۵e
تیتانیوم	۰/۳۱	۴/۴۰۰	۱۱۰e
فولاد ضد زنگ	۰/۲۶	۷/۷۱۹	۲۱۰e

در گزینه‌ی اول create material را انتخاب کردیم خواص مکانیکی مربوط به هر جنس را تعریف کردیم (۲_۹).



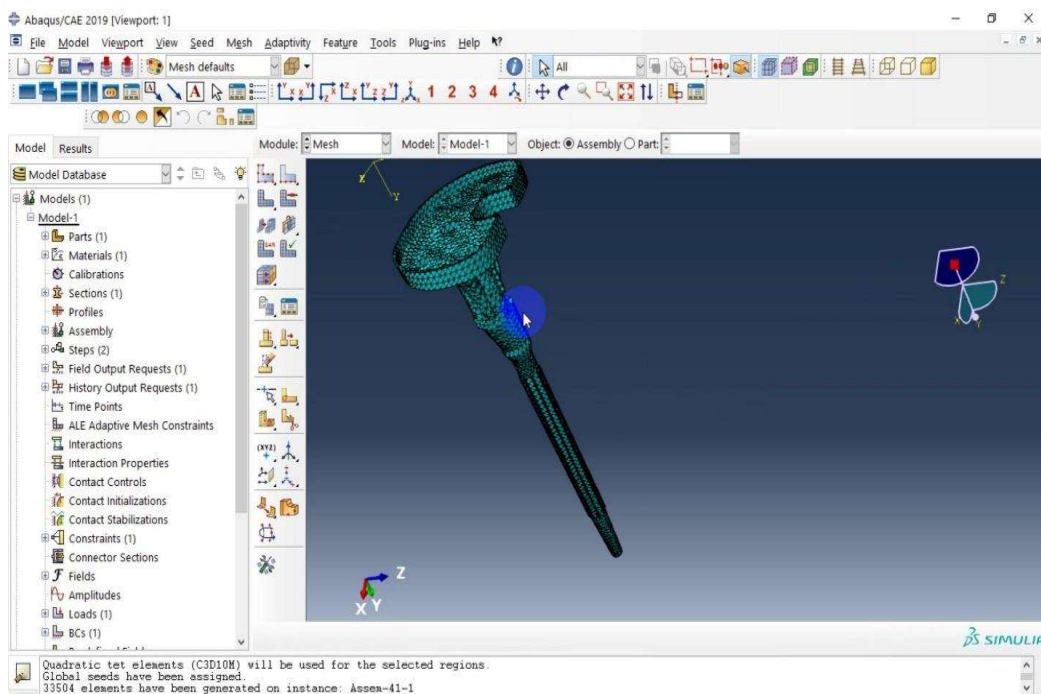
شکل ۹. نمایش بستن درجات آزادی

سطح مینیسک را انتخاب کردیم در قسمت بعد با SIMMETRY قسمت پایه ای ایمپلنت را انتخاب کرده و تمام درجات آزادی را با ENCASTRE بستیم واصطکاک را صفر در نظر گرفتیم (شکل ۹).



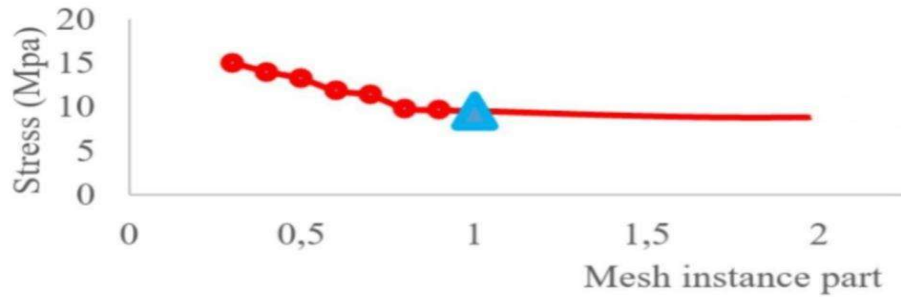
شکل ۱۰: نمایش اعمال نیرو

با module: load شرایط مرزی و نیروها را مشخص کردیم. نیروی فشاری را به صورت گسترده و دینامیکی بر حسب نیوتن در نظر گرفتیم. سطح مینیسک را انتخاب کردیم در قسمت بعد با SIMMETRY قسمت پایه ای ایمپلنت را انتخاب کرده و تمام درجات آزادی را با ENCASTRE بستیم (شکل ۱۰).



شکل ۱۱. نمایش مش بندی ایمپلنت

وارد مش شده ASSIGN MESH CONTROL انتخاب کردیم و قطعه را SELECT کرده و بعد TETRA را انتخاب کردیم تا به صورت ۴ وجهی باشد. و طبق مقاله‌ی رفرنس نوع مش بندی را FREE انتخاب کردیم؛ که تعداد مش‌های ایمپلنت ۳۳۵۰۴ شد (شکل ۱۱).



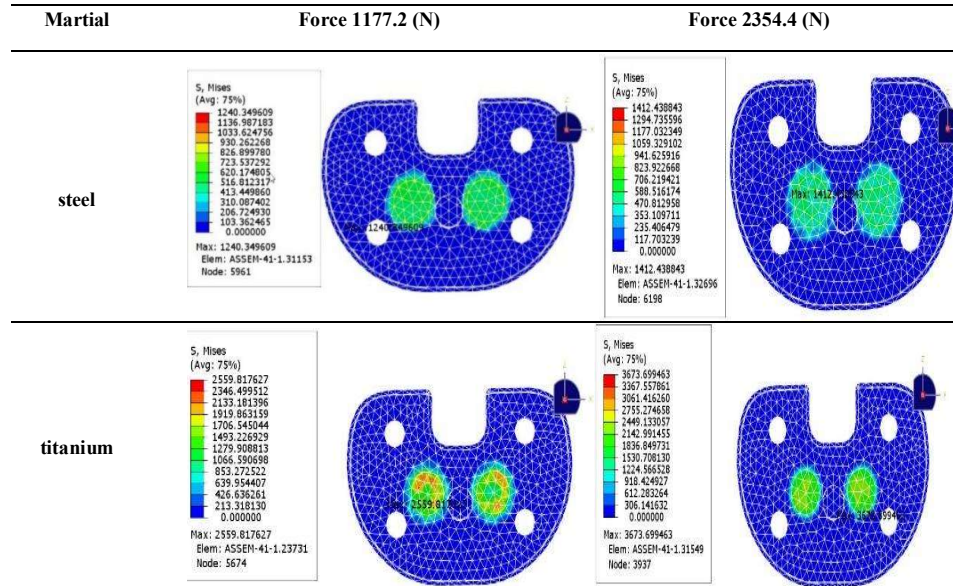
شکل ۱۲. نمودار استقلال از شبکه مش بهینه

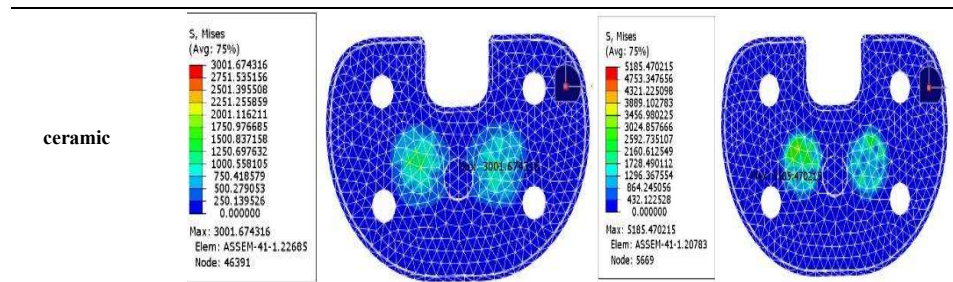
ابعاد مش را ۱ انتخاب کردیم، زیرا آزمون استقلال از شبکه مش بهینه را یک نشان داده بود (شکل ۱۲).

نتایج

بررسی بازگذاری ماکسیمم تنش با دو نیروی ۴/۲۳۵۴ و ۲/۱۱۷۷ نیوتن در جابه جایی یکسان بر روی سه جنس:

جدول ۲. بررسی نتایج بدست آمده از بازگذاری ماکسیمم تنش با دو نیروی ۴/۲۳۵۴ و ۲/۱۱۷۷ نیوتن بر روی سه جنس





در ایمپلنت با جنس فولاد ضد زنگ، ماکسیمم تنش در نیروی ۲/۱۱۷۷ نیوتن در قسمت داخلی خلفی به مقدار ۱/۲۴۰ مگاپاسکال رسیده و همچنین با نیروی ۴/۲۳۵۴ نیوتن نیز ماکسیمم تنش به مقدار ۱/۴۱۲ مگاپاسکال نیز در قسمت داخلی خلفی به بیشترین مقدار خود رسیده بود.

در ایمپلنت جنس تیتانیوم توزیع تنش با نیروی ۲/۱۱۷۷ نیوتن در قسمت خارجی خلفی و قسمت داخلی خلفی ۲/۵۵۹ مگاپاسکال بوده، همچنین در نیروی ۴/۲۳۵۴ نیوتن بیشترین تنش وارده در قسمت خارجی قدامی و داخلی خلفی ۳/۶۷۳ مگاپاسکال بود.

در ایمپلنت جنس سرامیک ماکسیمم تنش با نیروی ۲/۱۱۷۷ و ۴/۲۳۵۴ نیوتن، در قسمت خارجی خلفی به ترتیب ۳/۰۰۱ و ۵/۱۸۵ مگاپاسکال بود (جدول ۲).

جدول ۳. نتایج بدست آمده از سه جنس

Martial	Force 1177.2 (N)	Force 2354.4 (N)
Stem steel	1.2 (MPa)	1.4 (MPa)
Stem titanium	2.5 (MPa)	3.6 (MPa)
Stem ceramic	3 (MPa)	5.1 (MPa)

بحث

نتایج حاصل نشان داد، در مقابل نیروی اعمال شده به مقدار ۲/۱۱۷۷ نیوتن بر ایمپلنت زانو، سرامیک دارای تنش بیشینه به مقدار ۳ مگا پاسکال نسبت به دو جنس دیگر مقاومتر است؛ وهمینطور با افزایش نیرو به مقدار ۴/۲۳۵۴ نیوتن، تنش بیشینه در سرامیک ۱.۵ مگاپاسکال بوده، و نسبت به دو جنس دیگری دارای بیشترین تحمل تنش است.

پس با افزایش نیرو، تحمل تنش ایمپلنت با جنس سرامیک در جابه جایی یکسان بیشتر از دو جنس دیگری است (جدول ۳). طبق یافته‌های بتو و همکارانش در سال ۲۰۱۹ تحقیقی تحت عنوان طراحی سازه‌ای بهینه ایمپلنت‌های جایگزینی زانو با تولید مواد افزودنی انجام دادند آن‌ها در این تحقیق کودک هشت ساله دارای سرطان استخوان را تحت بررسی قرار دادند، به این نتیجه رسیدند که به منظور کاهش وزن ایمپلنت و به حداقل رساندن مشکلات مرتبط با فشار به واسطه تغییر مواد ایمپلنت، از وزن آن بکاهند و مطابق با ویژگی استخوانی کودک طراحی خاصی از ایمپلنت با طول stem بلندتر جهت کاهش تنش وارده انجام دهند [۳].

نتیجه گیری

با توجه به نتایج بدست آمده چنین به نظر می‌رسد که تحمل تنش ماکسیمم برای نیروی ۴/۲۳۵۴ نیوتن در سرامیک بیشتر از دو جنس دیگر بود و زیست سازگار است یعنی استفاده سرامیک در بدن هیچ ناسازگاری با سایر بافت‌ها ندارد و در بدن باعث ایجاد حساسیت و مسمومیت نمی‌شود و دارای عملکرد بسیار خوبی است. و توصیه می‌گردد که در مطالعه تاثیر جنس ایمپلنت زانوی طراحی شده و توزیع تنش بر روی ایمپلنت تیبیا، از جنس‌های دیگر با طول‌های مختلف استم تحلیل استفاده شود.

منابع

- [1] آصف نژاد، آ. و صادق آبادی، ا. ۱۳۹۶. بیومکانیک مفصل زانو و پروتزهای آن، ماهنامه مهندسی پزشکی و تجهیزات آزمایشگاهی، (پیاپی ۲۰۳): ۷۴-۸۰.
- [2] مرادی، س.، حق پناهی، م. و نیک خو، محمد. ۱۳۹۵. تاثیرات پارگی طولی مینیسک بر بیومکانیک زانو در زمان سالم بودن یا پاره بودن لیگامان صلیبی متقاطع (تحلیل‌های اجزای محدود)، مجله جراحی استخوان و مفاصل ایران. ۴۱ (۳ و ۲): ۵۷-۶۳.
- [3] مردانی کیوی، م.، اسدی، م.، حق شناس، م.، رحیمی مقدم، س.ر.، عزیزی، ا.ا.، صاحب اختیاری، خ. و هاشمی مطلق، ک. ۱۳۹۲. مجله دانشگاه علوم پزشکی گیلان، ۲۲(۸۷): ۴۸-۵۳.
- [4] Bavardi Moghadam, E., and Shojaedin, S. S. 2017. The effect of eight weeks aerobic training on functional indicators and range of motion in active older men with knee osteoarthritis. *Razi Journal of Medical Sciences*, 24(156): 100-110.
- [5] Garceau, S. P., Harris, N. H., Felberbaum, D. L., Teo, G. M., Weinblatt, A. I., and Long, W. J. (2020). Reduced aseptic loosening with fully cemented short-stemmed tibial components in primary cemented total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*, 35(6): 1591-1594.
- [6] Grimberg, A. W., Grupp, T. M., Elliott, J., Melsheimer, O., Jansson, V., and Steinbrück, A. 2021. Ceramic Coating in Cemented Primary Total Knee Arthroplasty is Not Associated With Decreased Risk of Revision due to Early Prosthetic Joint Infection. *The Journal of Arthroplasty*, 36(3): 991-997.
- [7] Matthews, B., Hazratwala, K., and Barroso-Rosa, S. 2017. Comminuted patella fracture in elderly patients: a systematic review and case report. *Geriatric orthopaedic surgery & rehabilitation*, 8(3): 135-144.
- [8] Nascimento, G., Silva, C., Marques, R., Silva, C., Oliveira, J. F., Santos, J., and Leiria, J. 2018. Periprosthetic pathologic fracture following tibial Echinococcosis: A case report. *International journal of surgery case reports*, 51:231-236.
- [9] Peto, M., Ramírez-Cedillo, E., Hernández, A., and Siller, H. R. 2019. Structural design optimization of knee replacement implants for Additive Manufacturing. *Procedia Manufacturing*, 34: 574-583.

The Effect of Implant Material Designed for Abnormal Bones on Stress Distribution Using Finite Element Method

Nurjan Zibasaz Talebi¹, Behzad Yasrebi^{2*}

1. Master student of medical engineering majoring in the biomechanics of Islamic Azad University of Tabriz, Tabriz, Iran
2. A faculty member of the Medical Engineering Department, Islamic Azad University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

Knee replacement enhanced life quality, efficiency and led to great satisfaction in most patients in our population. By making certain changes in lifestyle, one can recommend this surgery as an effective and lasting solution and method for people.

The purpose of the study was to examine the effect of implant material designed for abnormal bones on stress distribution using finite element method (FEM). Tibia implant design in the study was done in SolidWorks software brandthat was then transferred to Abacus software and stress analysis was performed by applying weight force.

The findings indicated that the maximum stress tolerance for 2354.4 and 1177.2 N forces in ceramic was higher compared to the other two materials.

Key words: Knee Implant, Abnormal Bones, Prosthesis, Tibia, Osteoarthritis

*Corresponding author

E-mail: ah_banakar@modares.ac.ir