



## Finite Element Analysis and Comparison of Stress Distribution in Cartilages and Meniscus of Two Healthy and Varus Knee Specimens

Nickbakht, Hadi <sup>1</sup> / Ahmadi Brooghani, Seyyed Yousef <sup>2\*</sup> / Arbabi, Vahid <sup>3</sup>

<sup>1</sup> - Ph.D. Student, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

<sup>2</sup> - Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

<sup>3</sup> - Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2022.556361.1781

Received: 26 June 2022

Revised: 13/9/2022 – 21/10/2022 – 27/11/2022

Accepted: 21 December 2022

### KEYWORDS

*Varus Knee*

*Knee Joint*

*Stress*

*Finite Elements Model*

*Meniscus*

*Cartilage*

### ABSTRACT

In a varus knee, the load balance on two sides of the knee joint is disturbed and the stress applied to the medial side of the joint will be greater than that of a healthy knee. Such a case is often progressive and gradually leads to wear and pain. In this study, the finite element model for two 3D samples of healthy knee joint and varus knee in standing position was generated from MRI images and after loading and solving the problem, the stress distribution status in menisci and cartilage is obtained for both modes. The obtained results show the difference in maximum stresses and the difference in the shape of stress distribution areas. The results also show that the maximum values of von Mises stress and also the contact pressure in the inner area of the knee for the varus knee are much higher values compared to a healthy knee. In the standing position, the maximum contact pressure in the inner area of the joint, under a 400 N load applied to the upper end of the femoral head, was obtained 4.527 and 7.821 MPa for a healthy knee and varus, respectively. For maximum values of von Mises stress, 2.821 and 6.501 MPa was obtained respectively. Due to the results and differences in stresses, the need for surgery to balance the stresses and loads on two sides of the knee is essential for a patient with varus knees. The amount of correction can be determined in addition to examining the joint geometry by examining the differences in stresses on both sides of the joint in a more accurate way.

### \*Corresponding Author

**Address** Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, University of Birjand, Birjand, Iran

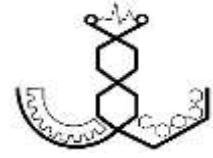
**Postal Code** 97174-34765

**Tel** +98-56-32202133

**E-Mail** syahmadi@birjand.ac.ir

**Fax** +98-56-32202133





## تحلیل اجزای محدود و مقایسه‌ی توزیع تنش در غضروف‌ها و منیسک‌های دو نمونه‌ی مفصل زانوی سالم و پرانتری

نیک‌بخت، هادی<sup>۱</sup> / احمدی بروغنی، سیدیوسف<sup>۲\*</sup> / اربابی، وحید<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> - دانشجوی دکتری، گروه مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

<sup>۲</sup> - استاد، گروه مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

<sup>۳</sup> - استادیار، گروه مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2022.556361.1781

پذیرش: ۳۰ آذر ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۴۰۱/۶/۲۲ - ۱۴۰۱/۷/۲۹ - ۱۴۰۱/۹/۶

ثبت در سامانه: ۵ تیر ۱۴۰۱

### چکیده

### واژه‌های کلیدی

در یک زانوی پرانتری تعادل بار در دو طرف مفصل زانو به هم خورده و تنش وارده به قسمت داخلی مفصل بیش‌تر از مقدار آن در مقایسه با یک پای سالم است. این عارضه در بسیاری اوقات پیش‌رونده بوده و به تدریج منجر به ساییدگی و درد می‌شود. در این مطالعه مدل اجزای محدود برای دو نمونه‌ی مفصل زانوی سالم و زانوی پرانتری در حالت ایستاده از روی تصاویر ام‌آرآی تولید شده و پس از بارگذاری و حل مساله، وضعیت توزیع تنش در منیسک‌ها و غضروف‌ها برای هر دو حالت به دست آمده است. نتایج به دست آمده، تفاوت در حداکثر تنش‌ها و تفاوت شکل نواحی توزیع تنش را نشان می‌دهد. هم‌چنین نتایج نشان می‌دهد که مقادیر حداکثر تنش فون‌مایسز و نیز فشار تماسی در ناحیه‌ی داخلی زانو برای زانوی پرانتری مقادیر بسیار بالاتری در مقایسه با پای سالم دارد. در حالت ایستاده حداکثر فشار تماسی در ناحیه‌ی داخلی مفصل، تحت یک بار ۴۰۰ نیوتنی که بر انتهای بالایی سر استخوان ران وارد شده، به ترتیب برابر با ۴/۵۲۷ و ۷/۸۲۱ مگاپاسکال برای زانوی سالم و پرانتری به دست آمده است. حداکثر مقادیر تنش فون‌مایسز در ناحیه‌ی داخلی زانو به ترتیب برابر با ۲/۸۲۱ و ۶/۵۰۱ مگاپاسکال به دست آمده است. با توجه به نتایج و تفاوت در تنش‌ها، نیاز به جراحی برای متعادل کردن تنش‌ها و بارهای دو طرف زانو برای بیمار مبتلا به واروس زانو ضروری است. میزان تصحیح را می‌توان علاوه بر بررسی هندسه‌ی مفصل، با مطالعه‌ی تفاوت تنش‌ها در دو طرف مفصل به شیوه‌ی دقیق‌تری تعیین کرد.

زانوی پرانتری

مفصل زانو

تنش

مدل اجزای محدود

منیسک

غضروف

### \*نویسنده‌ی مسئول

گروه مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۵۶-۳۲۲۰۲۱۳۳

۹۷۱۷۴-۳۴۷۶۵

کد پستی

دورنگار ۹۸-۵۶-۳۲۲۰۲۱۳۳

syahmadi@birjand.ac.ir

پست الکترونیک



## ۱- مقدمه

عمل کرد هم‌زمان تحمل و انتقال وزن باعث وارد شدن تنش‌های زیادی بر مفصل زانو به عنوان بزرگ‌ترین مفصل بدن می‌شود [۱]. این مفصل لولایی به دلیل فشار نسبتاً زیادی که در موقع راه رفتن، دویدن و پریدن بر آن وارد می‌شود، بیش از دیگر مفصل‌های بدن در معرض آسیب قرار دارد [۲]. چهار عامل وزن فرد، مرکز گرانش بدن، ساختمان عضلانی و راستای مفصل زانو، تنش وارده بر مفصل زانو را تعیین می‌کنند. در حالت عادی وقتی فرد به شکل معمولی ایستاده و مچ پاها را به هم می‌چسباند، زانوها نیز در کنار یک‌دیگر قرار گرفته و فاصله‌ی کمی با هم دارند. در برخی افراد این فاصله زیاد شده و به نظر می‌رسد کل اندام‌های تحتانی چپ و راست به صورت دو پرانتز در کنار یک‌دیگر قرار گرفته است. اصطلاحاً این وضعیت پا و زانو را حالت پرانتزی می‌نامند. در این حالت، عدم تعادل بار در دو طرف مفصل منجر به درد در قسمت داخلی زانو می‌شود. این عارضه در بسیاری اوقات پیش‌رونده بوده و به تدریج شدت سایدگی و درد بیش‌تر شده و ممکن است تمام مفصل زانو درگیر شود. در این شرایط برای ایجاد تعادل در بار مفصل و درمان بیمار باید عمل جراحی استئوتومی<sup>۱</sup> انجام شود [۳].

برای محاسبه‌ی توزیع تنش و کرنش در مفصل زانو و مشاهده‌ی تاثیر تفاوت شکل هندسی و یا خواص مواد بر عمل کرد مکانیکی مفصل، روش تحلیل اجزای محدود<sup>۲</sup> ابزار مناسبی است [۴]. تنش و کرنش در بافت‌های مختلف مثل غضروف‌ها، منیسک‌ها و رباط‌های مفصل نیز در صورتی که مدل سه‌بعدی آن‌ها ساخته شود، قابل محاسبه خواهد بود [۵، ۶]. پنیبا و هم‌کارانش [۷] و بائه و هم‌کارانش [۸] مدل سه‌بعدی المان محدود مفصل زانو را به منظور بررسی رفتار تماسی اجزای آن توسعه دادند. دانگ و هم‌کارانش [۹] نشان دادند که بافت‌های نرم‌تر مثل غضروف‌های فمور و تیبیا و منیسک‌ها، تحت بارهای مفصل زانو بیش‌تر در معرض آسیب دیدگی قرار دارند. دوناهو و هم‌کارانش [۱۰] مدل اجزای محدود زانوی انسان را برای مطالعه‌ی ناحیه‌ی تماس تیبیا-فمور تولید کرده و پارامترهای مختلفی مثل حداکثر فشار، فشار متوسط، ناحیه‌ی تماس، نیروی تماس کلی و مختصات مرکز فشار را برای هر دو طرف داخلی و خارجی زانو محاسبه کردند. تین‌کاروچاناکول و هم‌کارانش [۱۱] توزیع تنش در مفصل زانو را در دو حالت زانوی سالم و زانوی مبتلا به آرتروز محاسبه و مقایسه کرده و تفاوت تنش در نواحی داخلی و

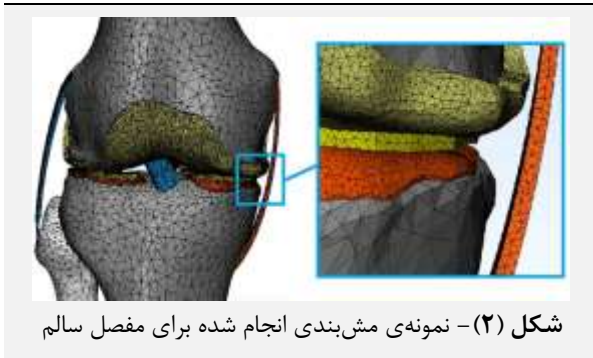
خارجی مفصل را گزارش کردند. تارنیتا و هم‌کارانش [۱۲] با ایجاد تغییرات زوایه‌ی والگوس و واروس<sup>۳</sup> بین فمور و تیبیا تنش‌ها را بین اجزای مفصل محاسبه و مقایسه کردند. در این مطالعه تغییرات زاویه تا ۵ درجه در هر دو جهت اعمال شده و نتایج ثبت گردیده است. وانگ و هم‌کارانش [۱۳] مدل‌های اجزای محدود مفصل زانو را برای دو وضعیت ایستاده و زانوی خم شده<sup>۴</sup> تولید نموده و پس از بارگذاری، تنش در بافت‌های مختلف را در دو وضعیت با هم مقایسه کردند. در مطالعه‌ی آن‌ها حداکثر تنش‌ها در حالت ایستاده در غضروف‌های تیبیا و منیسک مشاهده شده و در حالت زانوی خمیده در رباط‌های صلیبی و کشکک و تاندون کشکک به دست آمده است.

در تحقیقات گذشته مدل زانو به شکل برش خورده در نظر گرفته شده و از استخوان‌های کامل فمور و تیبیا استفاده نشده است. هم‌چنین به مساله‌ی مقایسه‌ی تنش‌ها بین نواحی داخلی و خارجی مفصل کم‌تر پرداخته شده که با توجه به اهمیت آن در مساله‌ی زانوی پرانتزی و عمل جراحی مرتبط با آن، لازم است به آن پرداخته شود. هدف اصلی این مقاله مقایسه‌ی توزیع تنش در منیسک‌ها و غضروف‌های مفصل زانو بین دو حالت پای پرانتزی و پای سالم است. با انجام این مطالعه می‌توان تاثیرات پرانتزی شدن را بر افزایش یا کاهش تنش در بافت‌های مفصل مشاهده نمود و بافت‌هایی که بیش‌ترین خطر آسیب را دارند شناسایی کرد. بدین منظور مدل‌های المان محدود برای هر دو حالت ساخته شده و بارگذاری مکانیکی مفصل انجام شده است. برای تولید مدل‌های سه‌بعدی، از تصاویر ام‌آر‌آی استفاده شده است. هم‌چنین خواص مکانیکی استخوان‌ها و بافت‌های نرم برای هر دو نمونه، یکسان انتخاب شده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

ابتدا تصاویر ام‌آر‌آی و رادیوگرافی پایین‌تنه، مربوط به یک مرد ۶۷ ساله با زانوی سالم و بدون درد و عوارض در مفصل، و یک بیمار مرد ۷۱ ساله با مشکل پای پرانتزی تهیه شده است. در ادامه با استفاده از تصاویر ام‌آر‌آی و با به کارگیری نرم‌افزار تجاری میمیکس<sup>۵</sup>، مدل سه‌بعدی مفصل زانوی هر دو نمونه‌ی سالم و پرانتزی مطابق این داده‌ها بخش‌بندی<sup>۶</sup> شده است. مدل سه‌بعدی ساخته شده برای این دو نمونه در شکل (۱) نشان داده شده که نحوه‌ی اعمال یک بار ۴۰۰ نیوتنی (معادل نصف وزن یک شخص ۸۰ کیلوگرمی) روی هیپ<sup>۷</sup> و در امتداد محور

<sup>۵</sup> MIMICS<sup>۶</sup> Segment<sup>۷</sup> Hip<sup>۱</sup> Osteotomy<sup>۲</sup> Finite Element Method<sup>۳</sup> Varus and Valgus Angle<sup>۴</sup> Kneeling



شکل (۲) - نمونه‌ی مش‌بندی انجام شده برای مفصل سالم

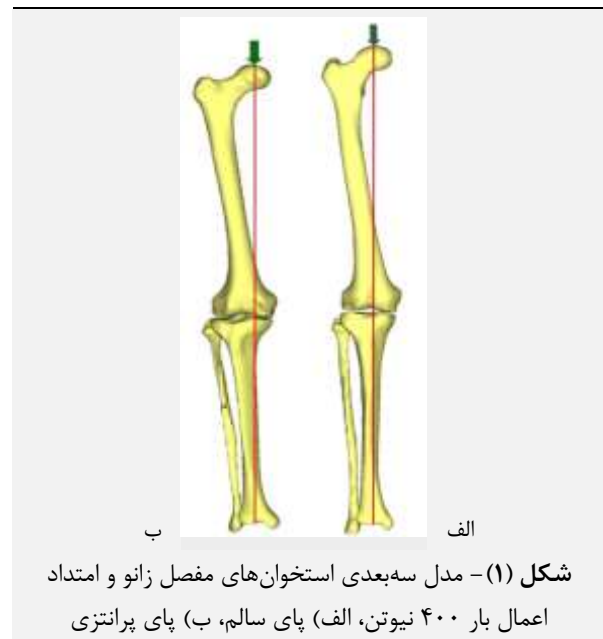
تمام استخوان‌ها، غضروف‌ها، منیسک‌ها و رباط‌ها به صورت الاستیک خطی، همسان‌گرد و همگن در نظر گرفته شده که ضریب کشسانی و ضریب پواسون آن‌ها مطابق جدول (۱) و مرجع [۱۱] در نظر گرفته شده است.

جدول (۱) - خواص مکانیکی استخوان‌ها و بافت‌های نرم [۱۱]

ضریب پواسون	ضریب کشسانی (مگاپاسکال)	بافت
۰/۳	۱۸۶۰۰	استخوان فمور
۰/۳	۱۲۵۰۰	استخوان‌های تیبیا و فیبولا
۰/۴۹	۱۲	غضروف‌ها
۰/۴۹	۵۹	منیسک‌ها
۰/۴۹	۱۰	رباط‌ها

سطح داخلی غضروف‌های فمور و تیبیا به سطح استخوان خودشان محکم و مقید<sup>۷</sup> شده، سطح زیرین منیسک‌ها به سطح بالایی غضروف‌های تیبیا و سطح تماس دو سر رباط‌ها نیز به استخوان‌های خودشان مقید شده است. برای سایر سطوح مانند سطوح تماس غضروف‌ها و منیسک‌ها (سطح خارجی غضروف فمور-سطح خارجی غضروف‌های تیبیا و هم‌چنین سطح خارجی غضروف فمور-سطح منیسک‌ها) مدل تماس با شرایط تماس سطح به سطح<sup>۸</sup> و حالت تماس سخت<sup>۹</sup> تعریف شده است. تحلیل برای حالت ایستاده (پاها تا عرض شانه باز) انجام شده است. برای تمام مدل‌ها، هیپ در فضا در ۴ درجه‌ی آزادی مقید در نظر گرفته شده و فقط حرکت در جهت محوری پا (z یا عمود بر زمین) و چرخش واروس و والگوس حول محور کرونال<sup>۱۰</sup> (y یا عمود بر صفحه‌ی نمای روبه‌رو) امکان‌پذیر است. استخوان تیبیا در محل اتصال به مچ پا در ۵ امتداد مقید شده و فقط چرخش استخوان حول محور کرونال (y) آزاد در نظر

مکانیکال<sup>۱</sup> پایین‌تنه یا امتداد اعمال بار وزن (خطی که از مرکز هیپ به مرکز مفصل مچ وصل می‌شود) نیز در آن قابل مشاهده است. علاوه بر تفاوت‌های ابعادی و هندسی، با توجه به این شکل مشخص است که در نمونه‌ی سالم، امتداد اعمال بار به مرکز مفصل زانو نزدیک‌تر می‌باشد. در مورد مدل مربوط به نمونه‌ی پراتنزی لازم به ذکر است که مقدار انحراف محور مکانیکال<sup>۲</sup> ۱۹ میلی‌متر، زاویه‌ی بین صفحات مفصل یا هم‌گرایی مفصل<sup>۳</sup> ۵/۵ درجه و زوایای بین محور مکانیکال فمور با صفحه‌ی مفصل زانو<sup>۴</sup> و محور مکانیکال تیبیا با صفحه‌ی مفصل زانو<sup>۵</sup> به ترتیب ۹۱ و ۸۳ درجه اندازه‌گیری شده است.



شکل (۱) - مدل سه‌بعدی استخوان‌های مفصل زانو و امتداد اعمال بار ۴۰۰ نیوتن، الف) پای سالم، ب) پای پراتنزی

در ادامه نمونه‌ی هندسی سه‌بعدی بافت‌های نرم مانند غضروف‌ها، منیسک و رباط‌های جانبی و صلیبی نیز ساخته و اضافه شده است. ضخامت غضروف فمور در نواحی تماس به طور تقریبی بین ۱ تا ۲/۱۱ میلی‌متر، ضخامت غضروف تیبیا بین ۰/۹ و ۱/۹۰ میلی‌متر و برای منیسک‌ها بین ۰/۸ و ۳/۴ میلی‌متر (در وسط هلاله‌ها) اندازه‌گیری شده است. پس از کامل شدن اجزای مدل‌های سه‌بعدی، صیقل‌کاری سطوح و مش‌بندی تمام نمونه‌ها در نرم‌افزار تجاری تری‌متیک<sup>۶</sup> انجام شده است. برای استخوان‌ها و بافت‌های نرم به ترتیب از مش چهاروجهی با اندازه‌ی المان حداکثر ۵ میلی‌متر و ۰/۸ میلی‌متر استفاده شده است. نمایی از مش‌بندی انجام شده برای مدل سالم به همراه بافت‌های نرم در شکل (۲) ارائه شده است.

<sup>۶</sup> 3-MATIC

<sup>۷</sup> Tie

<sup>۸</sup> Surface to Surface Contact

<sup>۹</sup> Hard Contact

<sup>۱۰</sup> Coronal

<sup>۱</sup> Mechanical Axis

<sup>۲</sup> MAD (Mechanical Axis Deviation)

<sup>۳</sup> JLCA (Joint Line Convergence Angle)

<sup>۴</sup> MLDF (Mechanical Lateral Distal Femoral Angle)

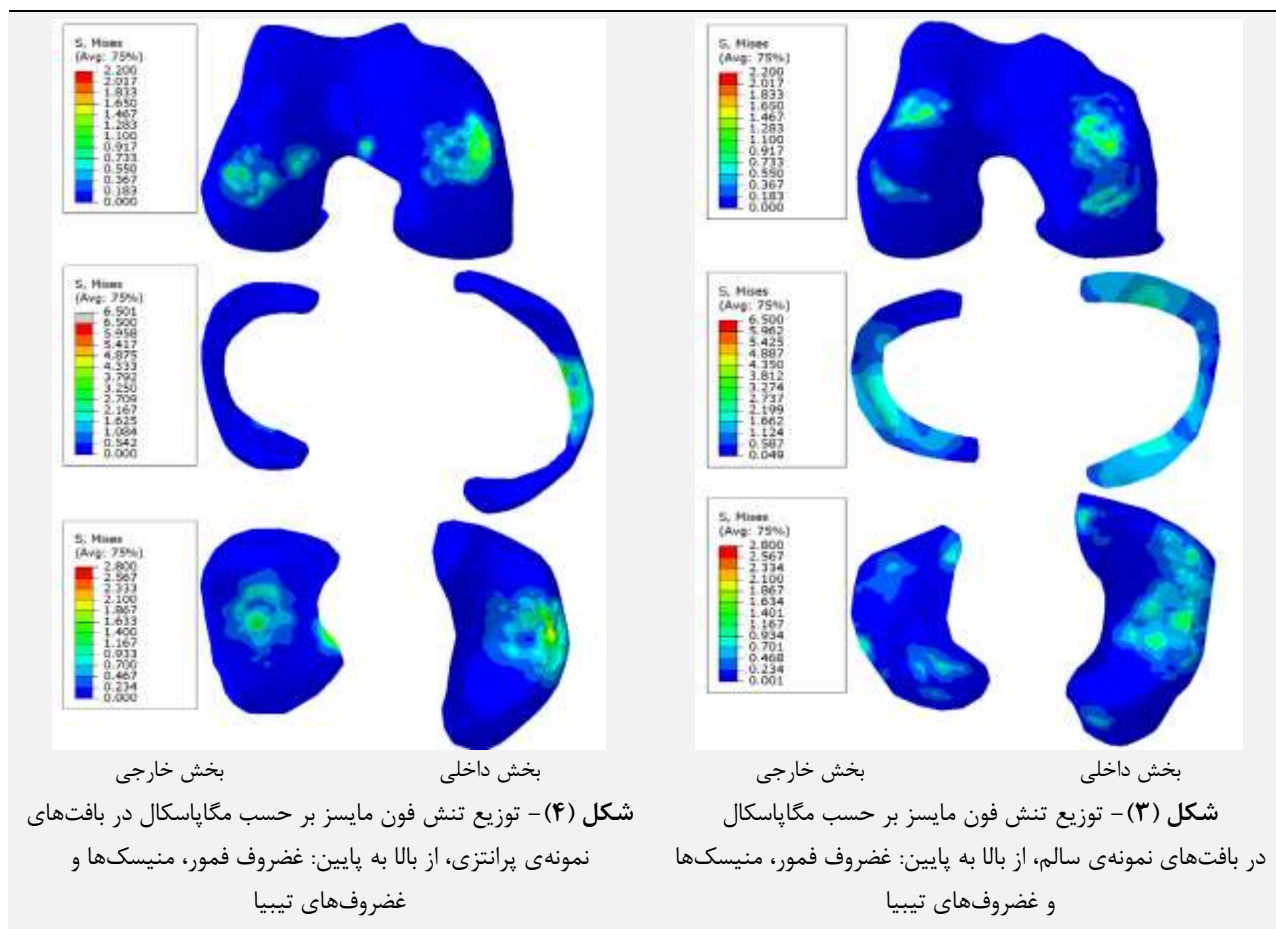
<sup>۵</sup> MPTA (Medial Proximal Tibial Angle)

توزیع تنش فون مایسز در غضروف فمور، غضروف تیبیا و منیسک‌های نمونه‌ی سالم در شکل (۳) نشان داده شده است. در این شکل، تصاویر مربوط به تنش در بافت‌ها از بالا به پایین شامل غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا است. تنش فون مایسز در غضروف فمور، غضروف تیبیا و منیسک‌های نمونه‌ی پای پرانتری در شکل (۴) نشان داده شده است. به طور مشابه با شکل قبلی باز هم تصاویر مربوط به تنش در بافت‌ها از بالا به پایین شامل غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا است. نواحی رنگی نشان دهنده‌ی نواحی متأثر از تنش است که مشخصا با مقایسه‌ی دو تصویر، وضعیت متعادل تر توزیع بار و تنش برای نمونه‌ی سالم دیده می‌شود. شکل‌های (۵) و (۶) با بیان مشابه، توزیع فشار تماسی را برای بافت‌های غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف تیبیای هر دو نمونه‌ی سالم و پرانتری نشان می‌دهند. نتایج مربوط به مقادیر حداکثر تنش فون مایسز برای هر دو نمونه در جدول (۲) ارائه شده است. در این جدول مقادیر تنش به تفکیک برای نواحی داخلی و خارجی منیسک‌ها و غضروف‌های فمور و تیبیا آمده است.

گرفته شده است. مطابق شکل (۱)، بار ۴۰۰ نیوتنی معادل نصف وزن شخصی با جرم ۸۰ کیلوگرم به صورت عمودی رو به پایین و در قسمت فوقانی سر فمور وارد شده است تا شرایط وزن را شبیه‌سازی کند. مدل استخوان کشکک و تاندون کشکک به دلیل نقش کم‌تر آن‌ها در وضعیت ایستاده، در مدل‌سازی و تحلیل در نظر گرفته نشده است. سپس تمام شبیه‌سازی‌ها و محاسبات در نرم‌افزار تجاری آباکوس<sup>۱</sup> انجام شده است.

### ۳- یافته‌ها و بحث

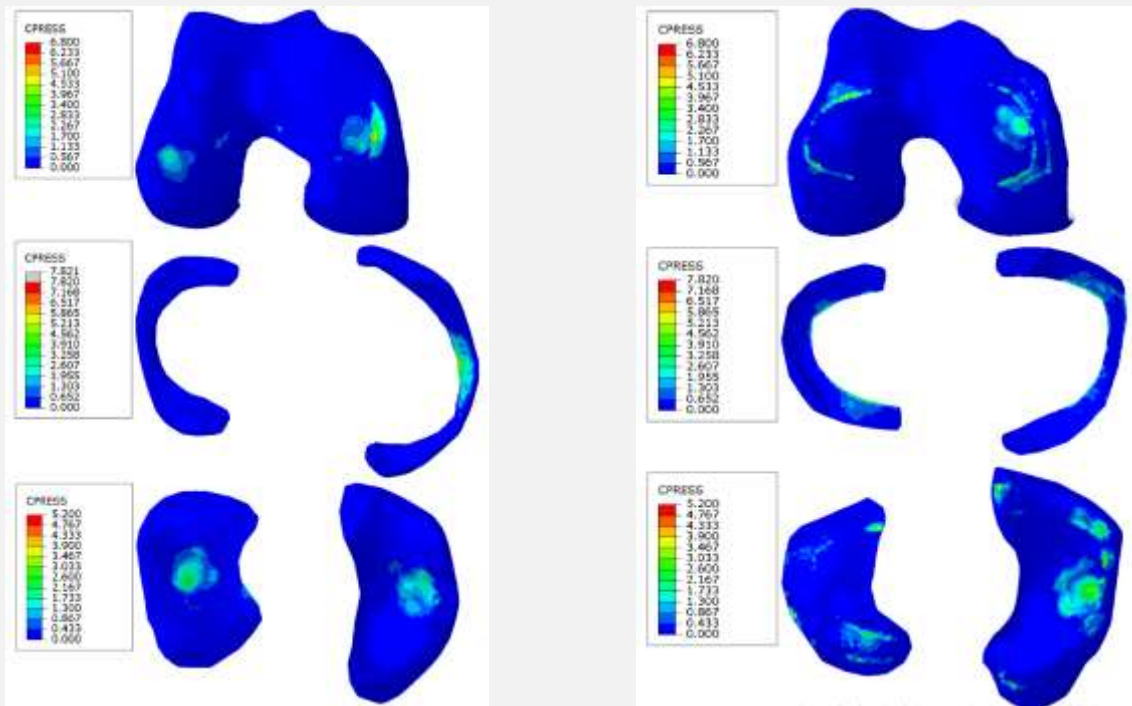
طبق مطالعه‌ی دانگ و هم‌کارانش [۹] بافت‌های نرم‌تر مثل غضروف‌های فمور و تیبیا و منیسک‌ها، تحت بارهای مفصل زانو بیش‌تر در معرض آسیب دیدگی هستند. بنابراین در این مطالعه نتایج تنش در این بافت‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. مطابق انتظار اندازه‌ی ناحیه‌ی تماس و مقدار تنش فون مایسز<sup>۲</sup> و فشار تماسی<sup>۳</sup> در این بافت‌ها در بین نمونه‌های پای پرانتری و سالم متفاوت بوده و بالاترین مقادیر در نمونه‌ی پرانتری دیده شده است. هم‌چنین حداکثر تنش در هر دو نمونه در فضای تماس بین غضروف فمور با سطح بالایی منیسک‌ها نمایان شده است.



<sup>۳</sup> Contact Pressure

<sup>۱</sup> ABAQUS

<sup>۲</sup> Von Mises Stress



**شکل (۶) -** توزیع فشار تماسی بر حسب مگاپاسکال در بافت‌های نمونه‌ی پراتنزی، از بالا به پایین: غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا

**شکل (۵) -** توزیع فشار تماسی بر حسب مگاپاسکال در بافت‌های نمونه‌ی سالم، از بالا به پایین: غضروف فمور، منیسک‌ها و غضروف‌های تیبیا

**جدول (۲) -** حداکثر تنش فون مایسز بر حسب مگاپاسکال در بافت‌های مختلف برای دو نمونه‌ی زانو

غضروف‌های فمور		غضروف‌های تیبیا			منیسک‌ها				
نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی		داخلی
۱/۸۰۲	۱/۱۰۶	۱/۹۹۶	۱/۳۷۸	۲/۰۲۰	۲/۷۸۳	۳/۹۹۱	۱/۶۲۹	۶/۵۰۱	پراتنزی
۰/۶۹۴	۲/۱۱۴	۱/۴۶۷	۱/۵۷۰	۱/۱۳۴	۱/۷۸۰	۱/۲۹۶	۲/۱۷۶	۲/۸۲۱	سالم

مقایسه شده است. در هر دو تحقیق ذکر شده بار اعمالی به مفصل زانو ۸۰۰ نیوتن است. در جدول (۵) مقادیر حداکثر تنش فون مایسز تحقیق حاضر به تفکیک بافت‌های چپ و راست مفصل با نتایج تحقیق [۱۱] که روی مفصل سالم انجام شده، مقایسه گردیده است.

در جدول (۳) نتایج به شکل مشابه با جدول (۲) برای فشار تماسی گزارش شده است. در این دو جدول نسبت تنش در ناحیه‌ی داخلی به تنش در ناحیه‌ی خارجی بافت نیز محاسبه و ارائه شده است. در جدول (۴) مقادیر حداکثر تنش فون مایسز به دست آمده با مقادیر ارائه شده در دو مقاله برای پای سالم

**جدول (۳) -** حداکثر فشار تماسی بر حسب مگاپاسکال در بافت‌های مختلف برای دو نمونه‌ی زانو

غضروف‌های فمور		غضروف‌های تیبیا			منیسک‌ها				
نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی		داخلی
۲/۹۴۱	۲/۳۱۱	۶/۷۹۶	۱/۱۰۷	۲/۳۱۱	۲/۵۵۹	۱۰/۵۸۳	۰/۷۳۹	۷/۸۲۱	پراتنزی
۰/۷۹۱	۶/۵۸۶	۵/۲۱۲	۰/۸۲۹	۵/۱۵۲	۴/۲۶۹	۰/۶۸۵	۶/۶۱۳	۴/۵۲۷	سالم

**جدول (۴) -** حداکثر تنش فون مایسز بر حسب مگاپاسکال برای دو نمونه‌ی تحقیق حاضر در مقایسه با نتایج دو تحقیق دیگر برای پای سالم

بافت	تحقیق حاضر - پراتنزی (MPa)	تحقیق حاضر - سالم (MPa)	[۱۲] (MPa)	[۱۱] (MPa)
غضروف فمور	۱/۹۹۶	۲/۱۱۴	۲/۴۱۰	۲/۳۴۰
غضروف‌های تیبیا	۲/۷۳۸	۱/۷۸۰	۲/۱۷۰	۱/۵۸۲
منیسک‌ها	۶/۵۰۱	۲/۸۲۱	۲/۱۲۰	۴/۷۸۱

**جدول (۵) - حداکثر تنش فون مایسز بر حسب مگاپاسکال در بافت‌های مختلف در مقایسه با نتایج تحقیق تین کاروچاناکول و هم‌کارانش**

غضروف‌های فمور		غضروف‌های تیبیا			منیسک‌ها				
نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی	داخلی	نسبت داخلی به خارجی	خارجی		داخلی
۱/۸۰۲	۱/۱۰۶	۱/۹۹۶	۱/۳۷۸	۲/۰۲۰	۲/۷۸۳	۳/۹۹۱	۱/۶۲۹	۶/۵۰۱	تحقیق حاضر - پرانتزی
۰/۶۹۴	۲/۱۱۴	۱/۴۶۷	۱/۵۶۹	۱/۱۳۴	۱/۷۸۰	۱/۲۹۶	۲/۱۷۶	۲/۸۲۱	تحقیق حاضر - سالم
۰/۶۵۹	۱/۴۶۶	۰/۹۶۰	۰/۹۶۷	۱/۵۸۲	۱/۵۳۰	۰/۳۳۲	۴/۷۸۱	۱/۵۹۰	[۱۱]

موجود در کارهای دیگری نیز مقایسه شده است. لی و هم‌کارانش [۱۴] حداکثر تنش فون مایسز را برای غضروف‌ها با در نظر گرفتن ضریب کشسانی ۱۰ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۴۵ و تحت بار فشاری ۱۴۰۰ نیوتن برابر با ۱/۵۷ مگاپاسکال به دست آوردند. وانگ و هم‌کارانش [۱۳] با خواص مکانیکی یکسان با تحقیق [۱۴] و تحت بار فشاری ۱۰۰۰ نیوتن و بار عضلات ۳۰۰ نیوتن حداکثر این تنش را ۱/۷۱ مگاپاسکال محاسبه کردند. در مطالعه‌ی حاضر مقدار حداکثر تنش فون مایسز برای بافت غضروف در دو حالت پرانتزی و سالم و تحت بار ۴۰۰ نیوتنی به ترتیب ۲/۷۸ و ۲/۱۱ مگاپاسکال به دست آمده است. در مقالات [۱۱]، [۱۴] و [۱۵] برای حداکثر تنش تماسی در غضروف‌ها، مقادیری بین ۲/۱۰ تا ۵/۸۳ مگاپاسکال گزارش شده است. در مطالعه‌ی حاضر حداکثر تنش تماسی غضروف‌ها برای دو حالت به ترتیب ۶/۸۰ و ۶/۵۹ مگاپاسکال به دست آمده است. تفاوت‌ها در مقادیر تنش‌های به دست آمده در مطالعات مختلف، می‌تواند به دلایلی مانند هندسه و بارگذاری‌های متفاوت و همچنین تعریف خواص مکانیکی جهتی و غیره باشد.

**۴- نتیجه‌گیری**

در این مطالعه یک مدل سه‌بعدی از نمونه‌های پای پرانتزی و سالم ساخته شده است. مقایسه‌ی دو مدل در شکل (۱) به خوبی نشان می‌دهد که در نمونه‌ی سالم محور مکانیکال یا امتداد اعمال بار که در پای پرانتزی از مرکز زانو فاصله دارد به مرکز مفصل نزدیک می‌شود و این به معنای توزیع متناسب‌تر بار وزن روی مفصل است. پس از شبیه‌سازی و تحلیل اجزای محدود، نتایج توزیع تنش و مقایسه‌ی مقادیر جداول بین دو نمونه نیز نشان می‌دهد که تنش‌ها در پای سالم وضعیت مناسب‌تری داشته و به مقادیر پای سالم در تحقیقات دیگر نزدیک‌تر هستند. در نمونه‌ی پرانتزی، بافت‌های قسمت داخلی، بار و تنش‌های بیش‌تری را متحمل می‌شوند. در این شرایط در صورتی که درمان انجام نگیرد، به تدریج منجر به ساییدگی و خرابی بافت‌های منیسک و سپس غضروف‌ها می‌شود.

با توجه به نتایج به دست آمده، مقایسه‌ی تصاویر شکل‌های (۳) تا (۶) و اندازه‌ی نواحی تحت تاثیر تنش (نواحی تماس) نشان می‌دهد که تنش در نمونه‌ی سالم نسبت به نمونه‌ی پرانتزی به شکل متناسب‌تری در ناحیه‌ی داخلی و خارجی مفصل توزیع شده است. با مراجعه به مقادیر جدول‌های (۲) و (۳) نیز می‌توان ملاحظه کرد که نسبت حداکثر تنش‌های ناحیه‌ی داخلی به خارجی مفصل، مخصوصاً در مورد منیسک‌ها و غضروف فمور، برای نمونه‌ی سالم به عدد ۱ نزدیک‌تر است. در حالی که برای نمونه‌ی پرانتزی، نسبت تنش‌ها برای منیسک اعداد بالایی مثل ۳/۹۹۱ و ۱۰/۵۸۳ مگاپاسکال به ترتیب برای تنش فون مایسز و فشار تماسی بوده که در نمونه‌ی سالم به ترتیب ۱/۲۹۶ و ۰/۶۸۵ مگاپاسکال است. بنابراین در نمونه‌ی پرانتزی تمرکز شدید بار روی منیسک داخلی وجود دارد که در درازمدت منجر به آسیب و ساییدگی خواهد شد.

با مقایسه‌ی مقادیر حداکثر تنش فون مایسز روی منیسک‌ها از شکل‌های (۳) و (۴) مشخص می‌شود که حداکثر تنش در پای سالم ۵۶/۶ درصد کم‌تر از پای پرانتزی است. با توجه به شکل‌های (۵) و (۶) این پارامتر برای فشار تماسی، کاهش ۱۵/۴۴ درصدی را نشان می‌دهد. این یعنی پرانتزی شدن پا بیش‌ترین خطر را برای بافت منیسک دارد و در صورت انجام عمل جراحی استئوتومی و متعادل کردن بار زانو، بیش‌ترین تاثیر مثبت در منیسک‌ها دیده خواهد شد.

در جدول (۴) مقادیر تنش به دست آمده، با نتایج دو تحقیق دیگر برای پای سالم مقایسه شده است. با توجه به تفاوت در هندسه‌ی استخوان‌ها، بارگذاری و خواص مکانیکی در مطالعات مختلف، تفاوت در مقادیر دیده می‌شود اما با این وجود نتایج مربوط به نمونه‌ی پای سالم اعداد نزدیک‌تری به نتایج دو تحقیق دیگر را نشان می‌دهد.

هم‌چنین با مقایسه‌ی پارامتری مثل نسبت تنش فون مایسز بافت داخلی به خارجی که در جدول (۵) آمده ملاحظه می‌شود که این پارامتر برای داده‌های پای سالم بسیار نزدیک به مقادیر مربوط به تحقیق تین کاروچاناکول است اما هم‌چنان تفاوت‌هایی وجود دارد. در ادامه تنش محاسبه شده با مقادیر

- effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics,” *Clinical Biomechanics*, vol. 20, pp. 498–507, 2005.
- [8] J. Y. Bae, K. S. Park, J. K. Seon, D. S. Kwak, I. Jeon, E. K. Song. “Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 50(1), pp. 53–60, 2012.
- [9] Y. Dong, G. Hu, Y. Dong, Y. Hu, Q. Xu. “The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis,” *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 17(13), pp. 1452–1463, 2014.
- [10] T. L. H. Donahue, M. L. Hull, M. M. Rashid, C. R. Jacobs. “A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 124, pp. 273–280, 2002.
- [11] K. Thienkarochanakul, A. A. Javadi, M. Akrami, J. R. Charnley, A. Benattayallah, “Stress Distribution of the Tibiofemoral Joint in a Healthy Versus Osteoarthritis Knee Model Using Image-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis,” *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 40, pp. 409–418, 2020.
- [12] D. Tarniță, M. Catana, D. N. Tarnita, “Modeling and finite element analysis of the human knee joint affected by osteoarthritis,” *Key Engineering Materials*. vol. 601, pp. 147–150, 2014.
- [13] Y. Wang, Y. Fan, M. Zhang, “Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, pp. 439–447, 2014.
- [14] G. Li, O. Lopez, H. Rubash, “Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis,” *J Biomech Eng Trans ASME*, vol. 123, pp. 341–346, 2001.
- [15] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martinez, M. Doblare, “A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint,” *J Biomech*, vol. 39, pp. 1686–1701, 2006.

با مقایسه‌ی مقادیر حداکثر تنش فون مایسز روی منیسک‌ها، مشاهده می‌شود که حداکثر تنش در پای سالم ۵۶/۶ درصد کم‌تر از پای پرنانتری بوده و هم‌چنین برای فشار تماسی، کاهش ۱۵/۴۴ درصدی حداکثر تنش حاصل شده است. این یعنی در صورتی که روی یک پای پرنانتری عمل استئوتومی انجام شود، این جراحی می‌تواند تنش‌ها را کاهش دهد و بخشی از بار را از بخش داخلی به بخش خارجی مفصل منتقل کرده و درد و احتمال ساییدگی در این ناحیه را کاهش دهد.

با انجام برش روی مدل‌های سه‌بعدی و انجام تست‌های اجزای محدود و شبیه‌سازی عمل استئوتومی قبل از انجام جراحی واقعی در اتاق عمل و با دانستن مقادیر تنش‌های مربوط به پای سالم می‌توان نتایج بهتر و بهینه‌ای برای توزیع تنش و بار در مفصل به دست آورد که باعث می‌شود عمل جراحی با درصد موفقیت و اطمینان بیشتری صورت گیرد.

مقاله‌ی حاضر بخشی از یک تحقیق جامع‌تر می‌باشد که با همکاری دانشگاه بیرجند و دانشگاه یوآام‌سی اوترخت<sup>۱</sup> هلند انجام شده است. از آن‌جا که نمونه‌ها و تصاویر پزشکی توسط طرف خارجی تهیه شده، در مواردی مانند انتخاب سن و شرایط بیماران و نمونه‌ها محدودیت‌هایی وجود داشته است.

## ۵- مراجع

- [۱] آر تی فلویید، «حرکت‌شناسی»، تهران: نشر ورزش، ۱۳۹۲، ۵۳–۵۷.
- [۲] ب. اعلمی هرنندی، «درسنامه ارتوپدی و شکستگی»، تهران: دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی و درمانی تهران، ۱۳۸۲، ۱۸۴–۱۹۰.
- [3] R. Meislin, C. F. Peterson, E. W. Fulkerson, P. E. Di Cesare. “Osteotomy about the knee: applications, techniques, and results,” *The journal of knee surgery*, vol. 18, pp. 258–272, 2005.
- [4] K. S. Halonen, M. E. Mononen, J. S. Jurvelin, J. Toyras, J. Salo and R. K. Korhonen, “Deformation of articular cartilage during static loading of a knee joint—Experimental and finite element analysis,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, pp. 2467–2474, 2014.
- [5] D. Paley, “Principles of deformity correction,” New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2005.
- [۶] د. ا. هامبلن و س. آ. د. همیش، «اصول ارتوپدی آدامز»، تهران: کتاب ارجمند، ۱۳۹۱، ۱۲۳–۱۳۱.
- [7] E. Peña, B. Calvo, M. A. Martinez, D. Palanca, M. Doblare. “Finite element analysis of the