



## بررسی توزیع تنش در مفصل سالم و دارای آرتروز زانو بعد از انطباق فایل‌های سه‌بعدی با تصاویر رادیوگرافی

حسن رایگان<sup>۱</sup>، سیدیوسف احمدی بروغنی<sup>۲\*</sup> و وحید اربابی<sup>۳</sup>

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

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

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

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۱۲/۰۱؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۲/۰۱/۱۴؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۳/۰۳

### چکیده

آرتروز زانو یکی از مشکلات اصلی سلامتی در افراد است و بخش اعظمی از عمل‌های جراحی زانو نیز به این دلیل بوده است. این بیماری بیشتر در سنین بالا ایجاد می‌شود و با سرعت کم گسترش می‌یابد و اجزای مفصل زانو را تحت تأثیر قرار می‌دهد. از آنجاکه آرتروز به مرور زمان باعث تخریب غضروف مفصلی در زانو می‌شود لذا تخریب این مفصل با توجه به تنش‌های وارد شده مورد بحث و بررسی قرار می‌گیرد. با ورود تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام‌آر‌آی به نرم‌افزار میمیکس مدل‌های سه‌بعدی زانو استخراج و با استفاده از یک نرم‌افزار اختصاصی که جهت تجزیه و تحلیل تصاویر رادیوگرافی بر پایه برنامه‌نویسی در محیط GUI نرم‌افزار متلب توسعه یافته است فایل‌های سی‌تی‌اسکن سه‌بعدی روی تصاویر رادیوگرافی منطبق شده‌اند. با استفاده از نرم‌افزار سالیدورک مدل سه‌بعدی نهایی ایجاد شده است و با اجرای تحلیل عددی در نرم‌افزار آباکوس، تنش‌های وارد بر غضروف‌ها برای زانوی سالم و دارای آرتروز محاسبه شده است. نتایج نشان داد که میزان تنش در سمت میانی مفصل از سمت جانبی همواره بیشتر است و این تفاوت در مفصل آرتروزی بیشتر از مفصل سالم خواهد بود.

**کلمات کلیدی:** مفصل زانو، آرتروز، توزیع تنش، اجزای محدود، غضروف.

## Investigation of stress distribution in healthy and arthritic knee joints after registering 3D files on the radiographic images

H. Rayegan<sup>1</sup>, S. Y. Ahmadi Brooghani<sup>2,\*</sup>, V. Arbabi<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Ph.D. Student, Mech. Eng., University of Birjand, Birjand, Iran

<sup>2</sup> Assoc. Prof., Mech. Eng., University of Birjand, Birjand, Iran

<sup>3</sup> Assist. Prof., Mech. Eng., University of Birjand, Birjand, Iran

### Abstract

Knee arthritis is a prevalent health issue; most knee surgeries are performed for this condition. It primarily affects older people, progresses slowly, and impacts various components of the knee joint. Due to the destruction of articular cartilage in the knee over time, investigating joint destruction based on applied stresses is crucial. This study utilized CT scans and MRI images with the Mimix software to extract 3D knee joint models. A dedicated software developed in the MATLAB GUI environment was used to match 3D CT scan files with radiographic images. The final 3D knee joint model was created using Solidworks software. Numerical simulations were then conducted using Abaqus software to calculate cartilage stresses in healthy and arthritic knees. The study found that the amount of stress in the middle side of the knee joint was consistently higher than on the lateral side. This difference was greater in arthritic joints than in healthy ones, highlighting the importance of understanding stress distribution in the knee joint and its impact on arthritis progression. The study methodology can help improve knee arthritis treatment strategies, as it allows for the development of more accurate 3D models and simulations to understand joint mechanics better.

**Keywords:** Knee Joint; Arthritis; Stress Distribution; Finite Element; Cartilage.

## ۱- مقدمه

زانو بزرگ‌ترین مفصل بدن انسان است که کل وزن بدن را هنگام ایستادن تحمل می‌کند، و هنگام راه رفتن و یا دویدن حتی وزن بیشتری به آن تحمیل می‌شود؛ بنابراین مشکلات زانو از جمله بیماری‌های بسیار شایع در همه سنین به‌خصوص دوران سالمندی است [۱]. زانو در واقع محل اتصال دو استخوان فمور و تیبیا به یکدیگر می‌باشد و مفصل زانو شامل سه استخوان اصلی است: استخوان ران (فمور)، استخوان ساق پا (تیبیا) و کشکک زانو (پاتلا). بین سطوح استخوان فمور و تیبیا مینیسک میانی و جانبی قرار دارند. سایر اجزای مفصل زانو شامل ماهیچه‌ها، رباط‌ها و بورس‌ها می‌باشد [۱].

آرتروز یا استئوآرتروز<sup>۱</sup> یک بیماری مفصلی است که به‌صورت آهسته‌گسترش می‌یابد، با درد همراه است و با ناتوانی در حرکت ظاهر می‌شود و بر اجزای مفصل زانو مانند غضروف مفصلی تأثیر می‌گذارد. تغییرات ساختاری در اجزای مفصل و التهاب ثانویه، بخشی از علائم بالینی این بیماری خواهند بود [۲ و ۳].

بخش اعظمی از جایگزینی‌های زانو بین سال‌های ۱۹۹۱ تا ۲۰۰۶ به دلیل وجود آرتروز بوده است [۴]. آرتروز یک بیماری برای کل مفاصل است که باعث تغییر در غضروف مفصلی، استخوان، رباط‌ها، کپسول‌ها، سینوویوم و عضلات اطراف مفصل می‌شود. در موارد پیشرفته این بیماری باعث نابودی و از کار افتادن کل مفصل می‌شود. تخمین زده می‌شود که بیماری آرتروز ۱۰ درصد از مردان و ۱۸ درصد از زنان بالای ۶۰ سال را درگیر می‌کند [۵]. برخی تحقیقات نشان داده‌اند که دلیل شروع آرتروز از سطح بیرونی غضروف وجود تنش بیشتر در این ناحیه می‌باشد [۶].

آرتروز زانو با توجه به اهمیتی که دارد همواره مورد بحث و بررسی افرادی از رشته‌های گوناگون بوده است. بررسی مکانیکی و تاثیر نیروهای وارد بر مفصل زانو نیز مورد توجه محققان مختلف بوده است. در این مقاله نیز به بررسی و تأثیر نیروهای وارد بر مفصل زانو و نحوه توزیع تنش‌های ایجاد شده درون غضروف‌ها پرداخته خواهد شد.

## ۲- مبانی و روش‌ها

زانو یک سیستم فیزیکی بسیار پیچیده است و مدل‌های جامع به دلیل پراکندگی داده‌های دقیق در مورد ویژگی بافت‌های مختلف و درک محدود از تعاملات بین آن‌ها، و همچنین تغییر این عوامل در بین افراد مختلف، مبهم باقی می‌مانند. بنابراین، مدل‌های زانو ممکن است با در نظر گرفتن بخشی از آن که به طور جداگانه برای بررسی یک مسئله خاص انتخاب شده‌اند، تولید شوند.

تحقیقات مختلفی به بررسی مطالعات صورت گرفته بر روی مفصل زانو با استفاده از روش المان محدود پرداخته‌اند [۷ و ۸]. امروزه تمرکز غالب مطالعاتی که مفصل زانو را مدل‌سازی می‌کنند بر روی رفتار غضروف‌ها، مینیسک‌ها و یا رباط‌ها است. در این بخش از تحقیق به فرآیند مدل‌سازی مفصل در نرم‌افزارهای مهندسی پرداخته شده است و در ادامه به نحوه اجرای شبیه‌سازی المان محدود، بارهای اعمال شده، شرایط مرزی و سایر ملاحظات اجرای تحقیق اشاره می‌شود.

مسائلی مانند شبیه‌سازی هندسه، خواص مواد، نوع حرکات و بارها و همچنین شروط مرزی مورد اطمینان چالش‌های اصلی حل مسائل شبیه‌سازی در زانو می‌باشند. برای انجام شبیه‌سازی عددی در زانو لزومی به مدل‌سازی تمام اجزای زانو نمی‌باشد. بسته به نوع حل و بارگذاری و حساسیت موضوع این اجزا متغیر می‌باشند. در برخی از تحقیقات [۹ و ۱۰] مینیسک‌ها مورد مطالعه قرار نمی‌گیرند و به جای آن شرایط مرزی مورد نظر اعمال می‌شود. بعضی از تحقیقات نیز استخوان‌های فمور و تیبیا را به صورت کامل مدل‌سازی می‌کنند [۱۱-۱۳].

عموماً در تحقیقاتی که تمرکز اصلی بر روی رفتار غضروف‌ها است و یا قرار است در آن‌ها آرتروز بررسی شود رباط‌ها یا مدل‌سازی نمی‌شوند و شرایط مرزی جای آن‌ها را می‌گیرد و یا به جای آن‌ها فنر خطی گذاشته می‌شود [۱۰ و ۱۴-۱۶]. در صورت کلی بافت‌ها را می‌توان به لحاظ هندسی شبیه‌سازی نکرد و اثرات آن‌ها را در شرایط مرزی اعمال کرد [۸].

در این تحقیق تلاش شده است با مدل‌سازی مفصل زانو که در تحقیقات مشابه [۱۷ و ۱۸] مورد بررسی قرار گرفته

<sup>۱</sup> Osteoarthritis (OA)

ندارد. از طرفی هنگام تصویربرداری ایکس‌ری بیمار به صورت ایستاده قرار دارد و مفصل تحت اعمال بار است. برای به دست آوردن مفصل زانو در حالت اعمال بارگذاری تصاویر سی‌تی‌اسکن روی رادیوگراف‌های دوبعدی جایگذاری می‌شود و با تغییر در زاویه استخوان‌ها شبیه‌ترین حالت استخوان‌ها به تصاویر رادیوگرافی استخراج می‌شود.

برای انجام این فرآیند با استفاده از نرم‌افزار متلب یک GUI اختصاصی نوشته شده است که بتواند فایل‌های سه‌بعدی استخوان فمور و تیبیا با پسوند Stl را روی تصاویر رادیوگرافی دوبعدی آپلود کند. شکل ۱ محیط انجام این عملیات را نمایش می‌دهد.



شکل ۱- نمایش مرز فایل Stl استخوان‌ها در محیط GUI تولیدشده

بعد از جایگذاری و انطباق استخوان‌ها بر روی تصاویر دوبعدی فایل ابر نقاط جدید برای زانو ذخیره می‌شود. این فایل‌ها در ادامه مجدداً وارد نرم‌افزار میمیکس می‌شوند و کیفیت سطح آن‌ها بهبود پیدا می‌کند. نتیجه این فرآیند در شکل ۲ نمایش داده شده است.

با ورود اجزای مختلف مفصل به نرم‌افزار سالیدورک شکل نهایی مفصل ایجاد می‌شود از آنجاکه در این نرم‌افزار توانایی کار بر روی فایل‌های Stl به صورت مستقیم وجود ندارد لذا از نرم‌افزار جنومجیک برای تبدیل فایل‌های ابرنقاط Stl به فایل‌های سطوح با پسوند Stp استفاده شده است.

است با حضور استخوان‌های فمور و تیبیا و غضروف‌های مفصلی همراه با مینیسک‌ها به نتایج مورد نظر و مقایسه آن‌ها با یکدیگر پرداخته شود.

## ۲-۱- استخراج مدل‌های سه‌بعدی

تاکنون تحقیقات گروهی زیادی برای بررسی مکانیسم‌های بروز آرتروز در دنیا صورت گرفته است که می‌توان به‌عنوان نمونه به تحقیق چک‌کوهورت<sup>۱</sup> اشاره نمود. هدف از این تحقیق مطالعه روی متغیرهای کلینیکی، رادیوگرافی و بیومکانیکی افرادی با آرتروز زودرس در مفاصل زانو و سر فمور است تا بتوان علل اساسی بروز آرتروز را پیش‌بینی کرد. در این تحقیق که در کشور هلند انجام شده است؛ تعداد ۱۰۰۲ شرکت‌کننده بین سنین ۴۵ تا ۶۵ سال که در ناحیه مفاصل زانو و یا سر فمور احساس درد داشتند به مدت ۱۰ سال مورد بررسی قرار گرفتند. این افراد از اکتبر ۲۰۰۲ تا سپتامبر ۲۰۰۵ بعد از مشاهده اولین نشانه‌های درد به این تحقیق اضافه شدند [۱۹].

دو مفصل سالم (پای راست یک خانم ۶۱ ساله) و دارای آرتروز (پای راست یک مرد ۶۷ ساله) که هم تصاویر رادیوگرافی و هم تصاویر سی‌تی‌اسکن و ام‌آر‌آی آن‌ها موجود است انتخاب شده‌اند. مدل سه‌بعدی استخوان‌ها با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن با به‌کار بردن نرم‌افزار میمیکس<sup>۲</sup> که به همین منظور کاربرد دارد، استخراج می‌شوند. همچنین نرم‌افزار میمیکس با به‌کار بردن تصاویر ام‌آر‌آی از آنجاکه این تصاویر در تشریح بافت نرم کاربردی‌تر هستند شکل اولیه سه‌بعدی مینیسک و غضروف را ارائه می‌کند.

## ۲-۲- انطباق فایل‌های سه‌بعدی روی رادیوگراف

پس از جداسازی و بخش‌بندی اجزای مختلف مفصل زانو علی‌الخصوص استخوان‌های فمور و تیبیا مدل‌های سه‌بعدی متشکل از ابر نقاط برای هر کدام از اجزا ساخته می‌شوند. این فایل‌ها با پسوند stl ذخیره می‌شوند.

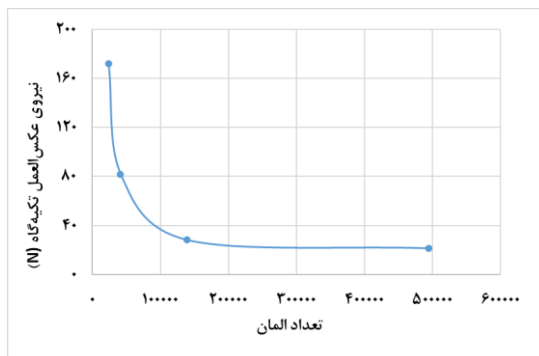
برای انجام محاسبات المان محدود نیاز است که مدل سه‌بعدی مفصل زانو را در حالت اعمال بار وزنی داشته باشیم. از آنجاکه هنگام تصویربرداری به روش سی‌تی‌اسکن بیمار در حالت دراز کشیده می‌باشد مفصل زانو در حالت اعمال بار قرار

<sup>2</sup> Mimics

<sup>1</sup> Cohort Hip and (En in Dutch) Cohort Knee (CHECK)

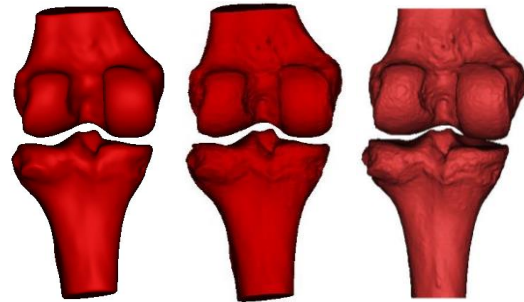
برخی تحقیقات نیز [۱ و ۲۲] از چند نوع المان در مدل‌سازی استفاده کرده‌اند، از آنجاکه المان‌های شش‌وجهی دقت بیشتری برای محاسبه نتایج دارند لذا در غضروف‌ها و مینیسک‌ها استفاده شده بودند و المان‌های چهاروجهی به استخوان‌ها اعمال شده بودند.

المان‌های ساده‌تر مانند المان‌های چهاروجهی چهارگره‌ای (C3D4) نیز در برخی تحقیقات [۲۳ و ۲۴] مورد استفاده قرار گرفته است. در این تحقیق از این المان استفاده شده است. اندازه نهایی المان‌ها با اجرای آزمون حساسیت المان تا هنگامی که خطای نتایج به کمتر از ۵ درصد برسد ادامه یافته است بدین منظور چهار نمونه با اندازه المان‌های مختلف ساخته شد و بیشینه نیروی عکس‌العمل تکیه‌گاهی، جابه‌جایی سطح بالای فمور و تنش تماسی در غضروف تیبیا به‌عنوان عامل تعیین‌کننده برای تغییر تعداد المان‌ها مورد بررسی قرار گرفت. در شکل ۳ میزان نیروی عکس‌العمل برای این چهار نمونه نمایش داده شده است.



شکل ۳- مقدار نیروی عکس‌العمل تکیه‌گاهی برای بررسی حساسیت المان

شکل ۴ جابه‌جایی بالای استخوان فمور به عنوان دومین عامل مورد بررسی را نمایش می‌دهد. همان‌گونه که در نمودار مشخص شده است مقدار به‌دست‌آمده برای سه نمونه با المان‌های ریزتر برابر شده است.



الف) فایل سه‌بعدی قبل از جایگذاری  
ب) فایل سه‌بعدی بعد از جایگذاری  
ج) فایل سه‌بعدی بعد از بهبود کیفیت سطح

شکل ۲- تصاویر سه‌بعدی استخوان مفصل سالم

جهت کاهش خطای مدل‌سازی این فایل‌ها مجدداً وارد نرم‌افزار میمیکس شده و چک می‌شوند در صورت وجود خطا با استفاده از نرم‌افزار جئومجیک مجدداً به Stp تبدیل می‌شوند و دوباره وارد نرم‌افزار سالیدورک می‌شوند. ممکن است این چرخه چند مرتبه برای تهیه مدل نهایی تکرار شود. در انتها بعد از تهیه مدل سه‌بعدی، اجزای مفصل برای تحلیل عددی آماده می‌شوند.

### ۲-۳- المان بندی

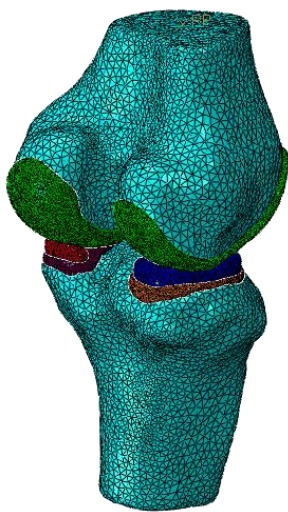
فایل‌های سه‌بعدی برای المان‌بندی وارد محیط نرم‌افزار تری-متیک<sup>۱</sup> شده و المان‌ریزی روی آن‌ها انجام می‌شود. در تحقیقات مختلف انواع مختلف المان برای تحلیل انتخاب شده‌اند یکی از این المان‌ها، المان‌های شش‌وجهی (C3D20 و C3D8) می‌باشد که عموماً برای مدل‌سازی تماس ترجیح داده می‌شوند و در برخی تحقیقات [۹، ۱۱ و ۱۸] مورد استفاده قرار گرفته‌اند.

از آنجاکه المان‌بندی هندسه‌های پیچیده مانند غضروف فمور و مینیسک‌ها با المان‌های شش‌وجهی با چالش‌هایی همراه است [۸] لذا در برخی تحقیقات [۱۰، ۱۷، ۲۰ و ۲۱] از المان‌های چهاروجهی مرتبه دوم (C3D10) که اجرای آن‌ها ساده‌تر است استفاده می‌شود. این المان‌ها در میان هر ضلع خود یک گره اضافه دارد که در شبیه‌سازی مدل‌های بیومکانیک پا و تماس مفصلی در لگن عملکرد قابل قبولی ارائه کرده‌اند.

<sup>۱</sup> 3-Matic

جدول ۱- اندازه و تعداد المان‌های اعمال شده به اعضای

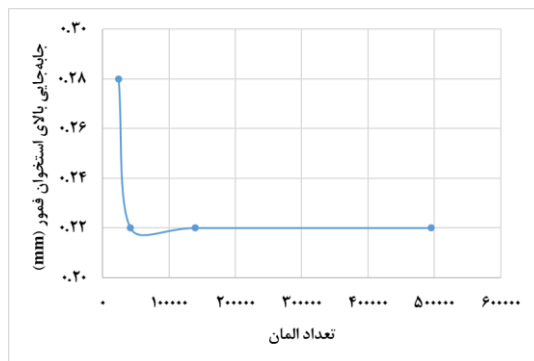
| مفصل              |               |        | نام             |
|-------------------|---------------|--------|-----------------|
| نمونه سالم        | نمونه آرتروزی |        |                 |
| اندازه (mm)       | ۲             | ۲      | فemor           |
| تعداد             | ۳۷۶۸۴         | ۵۲۵۴۴  |                 |
| اندازه (mm)       | ۲             | ۲      | تیبیا           |
| تعداد             | ۳۲۱۲۱         | ۴۳۳۱۲  |                 |
| اندازه (mm)       | ۰/۸           | ۰/۸    | غضروف femor     |
| تعداد             | ۱۶۲۳۶۱        | ۱۰۴۳۹۰ |                 |
| اندازه (mm)       | ۰/۸           | ۰/۸    | غضروف‌های تیبیا |
| تعداد             | ۶۱۵۱۴         | ۷۱۸۳۷  |                 |
| اندازه (mm)       | ۰/۵           | ۰/۵    | مینیسک‌ها       |
| تعداد             | ۲۰۱۹۷۵        | ۱۹۱۷۱۲ |                 |
| تعداد کل المان‌ها | ۴۹۵۶۵۵        | ۴۶۳۶۹۵ |                 |



شکل ۶- نمونه نهایی مفصل سالم آماده شده برای تحلیل

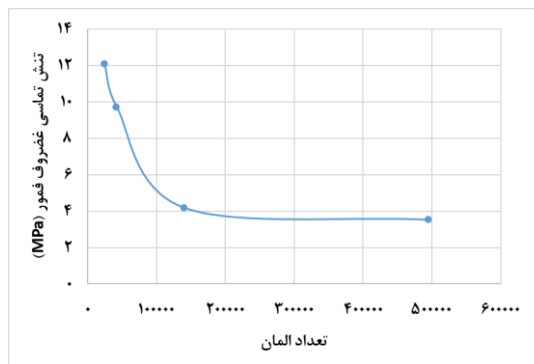
#### ۴-۲- خواص مواد

در تحقیقات مختلف مقادیر متفاوتی برای خواص مواد اعمال شده در نظر گرفته شده است. استخوان با اینکه ساختاری متخلخل دارد ولی معمولاً به‌عنوان ماده الاستیک خطی مدل‌سازی می‌شود [۱، ۱۳، ۱۸ و ۲۰-۲۲] البته گاهی نیز برای داشتن مسئله ساده‌تر استخوان را به‌عنوان جسم صلب در نظر می‌گیرند [۹، ۱۱ و ۲۵].



شکل ۴- مقادیر جابجایی بالای استخوان femor برای بررسی حساسیت المان

همچنین تنش تماسی غضروف femor در محل تماس با غضروف تیبیا به‌عنوان عامل بعدی جهت بررسی حساسیت المان در نظر گرفته شد که در شکل ۵ نمایش داده شده است.



شکل ۵- مقدار تنش تماسی غضروف femor در محل تماس با غضروف تیبیا جهت بررسی حساسیت المان

در نهایت تعداد المان‌ها در مفصل سالم ۴۹۵۶۵۵ عدد و در مفصل آرتروزی ۴۶۳۶۹۵ عدد محاسبه شد. اندازه و تعداد المان‌های مورد استفاده در مدل‌های مفصل مورد بررسی به تفکیک اعضای هر کدام از مفاصل مطابق با جدول ۱ ارائه شده است.

بعد از انجام المان‌بندی و اجرای تحلیل حساسیت المان شکل ۶ مدل نهایی آماده شده مفصل سالم برای انجام شبیه‌سازی عددی را نمایش می‌دهد.

عمودی و بدون اصطکاک در راستای مماسی تعریف شده است. از گزینه تماس سطح به سطح در نرم‌افزار آباکوس برای تعریف تماس بین اجزای مختلف استفاده شده است. این نوع شرایط تماس در بسیاری از تحقیقات دیگر نیز بیان شده است [۱۳، ۱۷، ۱۸، ۲۲ و ۲۴].

جمعاً شش تماس بین اجزای مختلف برقرار شده است. تماس بین غضروف فمور و مینیسک‌ها، تماس بین غضروف فمور و غضروف‌های تیبیا و تماس بین غضروف‌های تیبیا و مینیسک‌ها در سمت میانی و جانبی در نظر گرفته شده است و شرایط مورد اشاره به آن‌ها اعمال شد.

جهت کنترل حرکات مینیسک‌ها، شاخک‌های مینیسک در مواردی از تحقیقات گذشته به استخوان تیبیا کاملاً فیکس شده بودند [۱۸ و ۲۲]. در این تحقیق شاخک‌ها با استفاده از پنج فنر به سفتی  $200\text{ N/mm}$  در هر شاخ مینیسک به تیبیا وصل شده‌اند که در برخی تحقیقات [۱۳ و ۲۵] نیز مورد استفاده قرار گرفته بودند. همچنین جهت جلوگیری از حرکات غضروف‌ها نسبت به استخوان‌ها غضروف فمور به استخوان فمور و غضروف‌های تیبیا به استخوان تیبیا کاملاً چسبانده شده‌اند و ثابت هستند [۱۸ و ۲۵].

وارد کردن بارها بدون اعمال محدودیت در حرکت ممکن است منجر به حرکات نادرست فیزیولوژیکی شود لذا در مطالعات گوناگون علاوه بر اعمال بارگذاری بر مفصل به قرار دادن شرایط مرزی مختلف نیز توجه می‌شود. در این تحقیق سطح پایین استخوان تیبیا در سه جهت کاملاً مقید شده است [۱۷ و ۲۲] و هیچ‌گونه چرخش و جابه‌جایی ندارد.

یک بار متمرکز  $800$  نیوتنی به یک نقطه مرجع که روی سطح بالای فمور قرار دارد در راستای z اعمال می‌شود. این نقطه مرجع به سطح بالای فمور کوپل شده است. حرکت این نقطه مرجع کوپل شده به استخوان فمور در راستای محور z باز است و سایر حرکات‌ها کاملاً بسته شده است. شرایط مرزی و بارگذاری و همچنین میزان بار اعمال شده به هر دو مفصل سالم و آرتروزی کاملاً یکسان در نظر گرفته شده‌اند.

### ۳- نتایج

اجرای شبیه‌سازی در نرم‌افزار آباکوس نسخه ۲۰۲۱ بر روی یک سیستم ۷ هسته اجرا شد که از ۴ هسته آن برای حل استفاده شده بود. زمان حل شبیه‌سازی حدود ۱۲ ساعت به

غضروف‌ها و مینیسک‌ها دارای خاصیت الاستیک می‌باشند که قابلیت تحمل و توزیع بارهای بدن را دارند. این بافت‌ها ساختاری ناهمگن و چندفازی دارند که رفتار غیرخطی و وابسته به زمان از خود نشان می‌دهند؛ در تجزیه و تحلیل‌های استاتیکی می‌توان رفتار وابسته به زمان، مانند خزش را نادیده گرفت [۲۶]. خواص این اجزا به جهت کاربرد راحت‌تر در بسیاری از تحقیقات صورت گرفته مواد همسانگرد الاستیک در نظر گرفته می‌شوند [۱۰، ۱۳، ۱۸، ۲۱، ۲۲ و ۲۵]. در برخی تحقیقات نیز به غضروف‌ها و مینیسک‌ها خواص مواد همسانگرد عرضی [۱۶، ۱۸ و ۲۵] اعمال می‌شود. گاهی نیز فیبر تقویت‌شده [۱۴، ۱۵ و ۲۷] به‌عنوان خواص غضروف یا مینیسک لحاظ می‌گردد.

در این تحقیق تمامی اجزا به‌عنوان ماده الاستیک خطی همسانگرد مدل‌سازی شده‌اند که منطبق بر تحقیقات تینکارو و همکاران [۱۷] می‌باشد. خواص مکانیکی مواد مورد استفاده برای اجزای مختلف مفصل مطابق با جدول ۲ در نظر گرفته شده است.

جدول ۲ - خواص مکانیکی استفاده شده در تحلیل

| نام    | مدول یانگ (MPa) | نسبت پواسون |
|--------|-----------------|-------------|
| فمور   | ۱۸۶۰۰           | ۰/۳         |
| تیبیا  | ۱۲۵۰۰           | ۰/۳         |
| غضروف  | ۱۲              | ۰/۴۹        |
| مینیسک | ۵۹              | ۰/۴۹        |

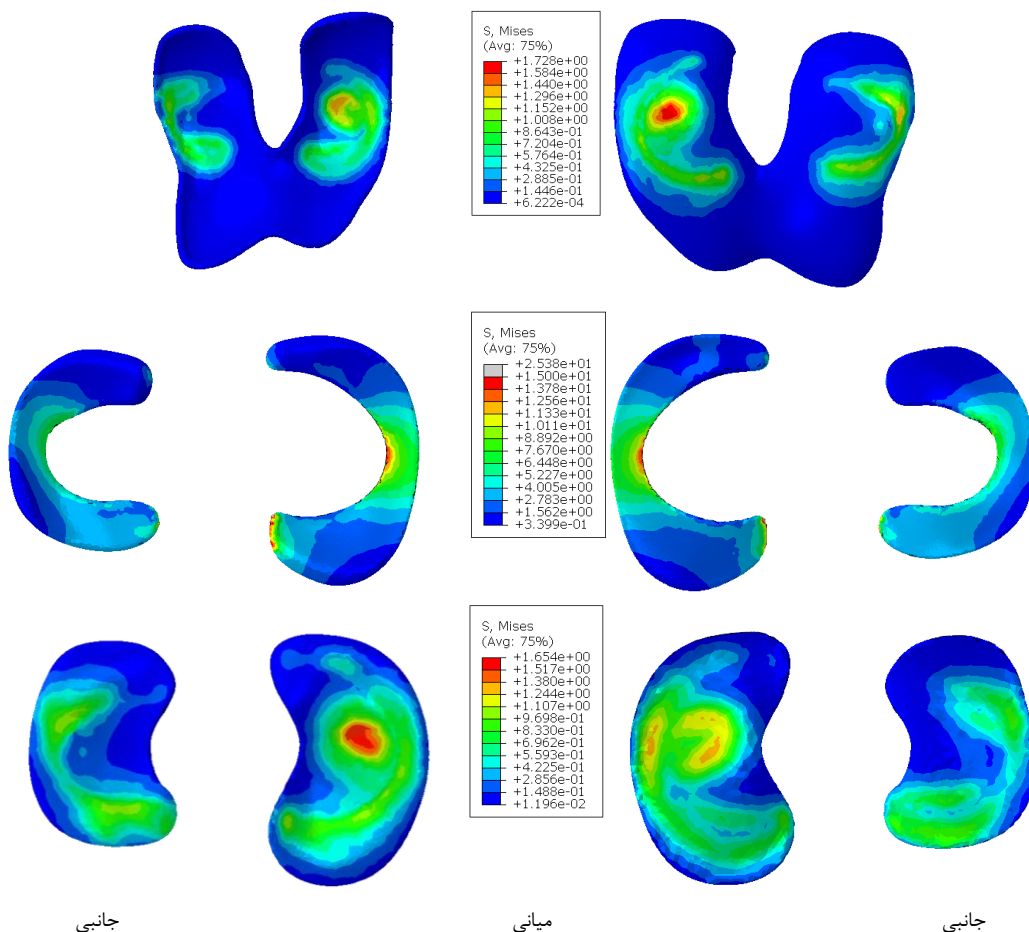
لازم به توضیح است از آنجاکه در این تحقیق هدف نهایی بررسی نحوه توزیع تنش در مفصل‌های سالم و دارای آرتروزی است که از نظر شکل با یکدیگر تفاوت دارند و اندازه تنش وارد شده اهمیتی ندارد، لذا خواص مواد برای هر دو مفصل سالم و دارای آرتروز یکسان در نظر گرفته شده است تا راحت‌تر بتوان مقادیر به‌دست آمده ناشی از بارگذاری یکسان را با یکدیگر مقایسه کرد و فهم کلی‌تری از نتایج ارائه داد.

### ۲-۵- تماس و بارگذاری

تعریف اصطکاک میان اجزای مفصل برای کنترل حرکت در برخی تحقیقات استفاده شده‌است اما خواص تماس میان اجزا عموماً به صورت بدون اصطکاک بیان می‌شوند. در این تحقیق جهت برقراری تماس بین اجزا یک تماس سخت در راستای

در ادامه به بررسی توزیع تنش در مفصل سالم و آرتروزی پرداخته می‌شود توزیع تنش ون‌مایسز در غضروف‌های فمور و تیبیا و مینیسک‌ها برای مفصل سالم مطابق شکل ۷ به‌دست آمد.

طول انجامید. اندازه استپ زمانی یک ثانیه و از نوع دینامیک صریح<sup>۱</sup> در نظر گرفته شد. جهت اجرای سریع‌تر و پایین آمدن زمان حل اندازه مقیاس جرمی ۱۰۰۰۰ در نظر گرفته شده بود و در انتهای حل بررسی شد تا میزان انرژی جنبشی از ۷ درصد انرژی داخلی تجاوز نکند.



شکل ۷ - تنش ون‌مایسز در غضروف‌ها و مینیسک‌های مفصل سالم (سمت راست نمای تحتانی و سمت چپ نمای فوقانی)

مگاپاسکال محاسبه شده است و در غضروف تیبیا برای قسمت میانی و جانبی به ترتیب مقدار ۱/۶۵ و ۱/۱۱ مگاپاسکال گزارش می‌شود.

بیشتر بودن میزان تنش در غضروف‌های میانی نسبت به جانبی با توجه به ساختار مفصل همان‌گونه که در تحقیقات مشابه مشاهده شده است مورد تأیید می‌باشد [۲۸]. بیشینه

بیشینه میزان تنش در غضروف فمور ۱/۷۳ مگاپاسکال و در غضروف تیبیا ۱/۶۵ مگاپاسکال می‌باشد که نشان می‌دهد مقداری از نیرو توسط مینیسک‌ها جذب شده است و مینیسک‌ها تأثیر خود را بر روی تنش‌ها و جذب شوک ناشی از بارگذاری نشان داده‌اند. بیشینه تنش در غضروف فمور برای سمت میانی ۱/۷۳ مگاپاسکال و در سمت جانبی ۱/۴۲

<sup>۱</sup> Dynamic Explicit



غضروف‌ها و مینیسک‌ها یکسان بوده است و به هر دو مفصل در هر دو تحقیق بار ۸۰۰ نیوتن وارد شده است.

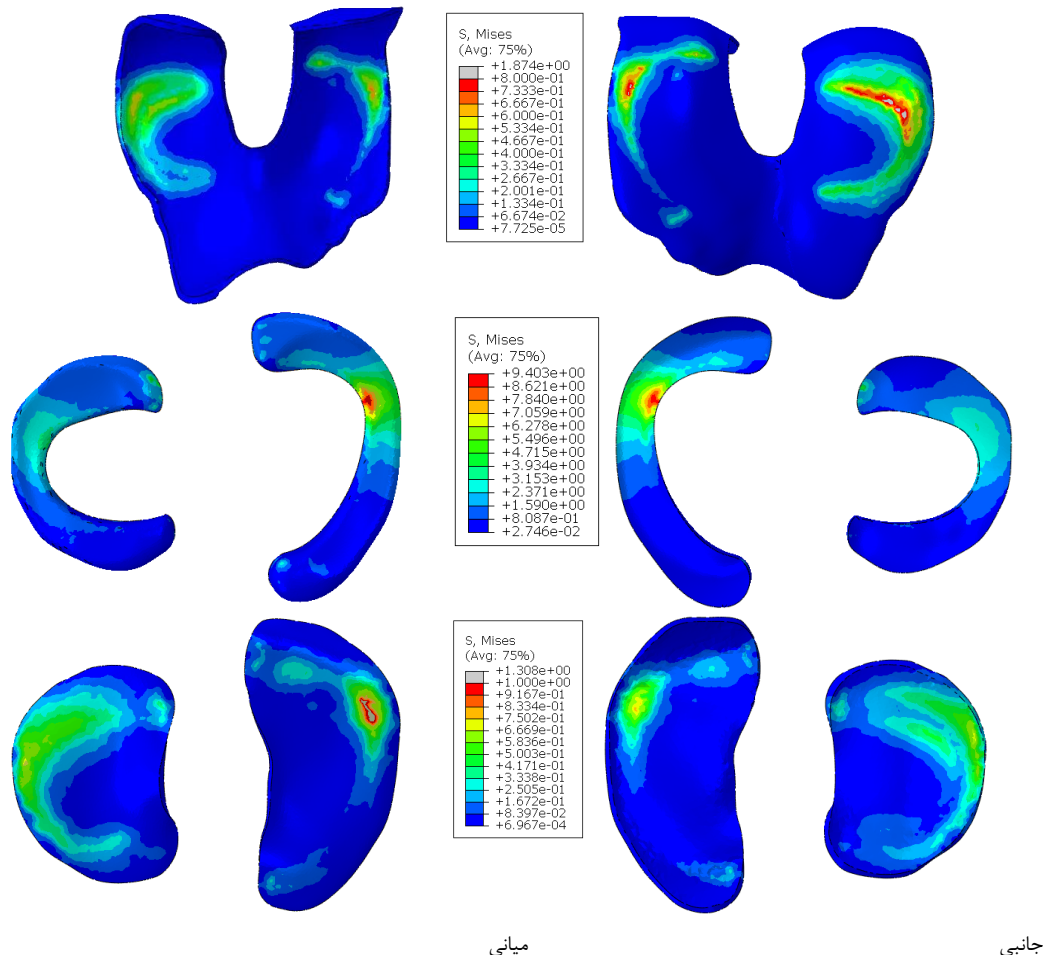
جدول ۳ - مقایسه تنش در مفصل سالم با مرجع [۱۷]

| درصد اختلاف | تفاوت تنش (MPa) | تینکارو و همکاران (MPa) | تحقیق حاضر (MPa) |             |
|-------------|-----------------|-------------------------|------------------|-------------|
| ٪۲۶         | - ۰/۶۱          | ۲/۳۴                    | ۱/۷۳             | غضروف فمور  |
| ٪۴          | ۰/۰۷            | ۱/۵۸                    | ۱/۶۵             | غضروف تیبیا |
| ٪۴۷         | - ۲/۲۴          | ۴/۷۸                    | ۲/۵۴             | مینیسک      |

توزیع تنش در غضروف‌ها و مینیسک‌های مفصل زانوی دارای آرتروز مطابق با شکل ۸ ارائه شده است.

تنش در محل تماس غضروف فمور با غضروف تیبیا رخ داده است. توزیع تنش انتقالی از غضروف فمور به غضروف تیبیا با وجود مینیسک‌ها به صورت تقریباً یکنواخت بوده است. بیشترین تنش وارد شده بر مینیسک‌ها در نازک‌ترین قسمت آن‌ها رخ داده است و همچنین محل اتصال شاخک‌ها به مینیسک با توجه به اتصال فنرها تنش قابل توجهی را متحمل می‌شوند.

در جدول ۳ به مقایسه بیشینه تنش ون‌مایسز در یک مفصل سالم با مرجع [۱۷] پرداخته شده است تا حدود تنش‌های به‌دست‌آمده جهت مقایسه ارزیابی و عملکرد مدل ارائه شده در این تحقیق ارائه شود. لازم به ذکر است که در هر دو تحقیق مدول الاستیسیته و نسبت پواسون برای استخوان‌ها،



شکل ۸ - تنش ون‌مایسز در غضروف‌ها و مینیسک‌ها در مفصل آرتروزی (سمت راست نمای تحتانی و سمت چپ نمای فوقانی)



قلمداد کرد. این تحقیق می‌تواند تأییدکننده این نکته باشد که شروع آرتروز غالباً از سمت میانی مفصل صورت می‌گیرد. وجود آرتروز خود باعث بیشتر شدن نسبت میزان تنش میانی به جانبی مفصل خواهد بود که باعث رشد بیش‌از‌پیش این بیماری می‌شود. نتایج نهایی نشان داد که در غضروف فمور مفصل سالم تنش در سمت میانی نسبت به سمت جانبی ۲۲ درصد بیشتر بوده است در حالی که این مقدار برای مفصل دارای آرتروز به ۱۱۲ درصد افزایش می‌یابد. همچنین در غضروف‌های تیبیا این میزان برای مفصل سالم و آرتروزی به ترتیب ۴۹ درصد و ۵۶ درصد می‌باشد.

### مراجع

- [1] Zach L., Kunčická L., Růžička P. and Kocich R. (2014) Design, analysis and verification of a knee joint oncological prosthesis finite element model. *Comput. Biol. Med.* 54: 53-60.
- [2] Arbabi V. (2016) Multi-physics computational models of articular cartilage for estimation of its mechanical and physical properties, PHD Thesis, Delft University of Technology.
- [3] Marijnissen A. C., Vincken K. L., Vos P. A., Saris D., Viergever M., et al. (2008) Knee Images Digital Analysis (KIDA): a novel method to quantify individual radiographic features of knee. *Osteoarthr. Cartil.* 16(2): 234-243.
- [4] Goulston L. M., Sanchez-Santos M. T., D'Angelo S., Leyland K. M., Hart D. J., et al. (2016) A comparison of radiographic anatomic axis knee alignment measurements and cross-sectional associations with knee osteoarthritis. *Osteoarthr. Cartil.* 24(4): 612-622.
- [5] Glyn-Jones S., Palmer A. J. R., Agricola R., Price A. J., Vincent T. L., et al. (2015) Osteoarthritis. *Lancet.* 386(9991): 376-387.
- [6] Sepehri B., Mohammadi Esfahani H. and Firouzi F. (2016) Modeling and Simulation of Mechanical Behavior in Knee Joint under Gait. *Modares Mech. Eng.* 16(8): 335-342.
- [7] عبدالهی س. م.، ملکی ع. و جمشیدی ن. (۲۰۱۲) مروری بر برخی مطالعات مدل‌های Finite element زانو. پژوهش در علوم توانبخشی ۸(۳): ۵۹۰-۵۹۸.
- [8] Cooper R. J., Wilcox R. K. and Jones A. C. (2019) Finite element models of the tibiofemoral joint: A review of validation approaches and modelling. *Med. Eng. Phys.* 74: 1-12.
- [9] Ali A. A., Shalhoub S. S., Cyr A. J., Fitzpatrick C. K., Maletsky L. P., et al. (2016) Validation of predicted patellofemoral mechanics in a finite

جهت تحلیل نتایج نهایی باید این نکته در نظر گرفته شود که در مرجع [۱۷] برای ایجاد تفاوت در شبیه‌سازی مفصل آرتروزی نسبت به مفصل سالم مشخصات مکانیکی غضروف‌ها و مینیسک‌ها و همچنین زوایه استخوان فمور و تیبیا تغییر داده شده است.

یک مورد از تفاوت‌های اصلی بین شبیه‌سازی در این تحقیق و مرجع مورد نظر وجود تفاوت در هندسه مفصل است و مورد دوم این است که در تحقیق حاضر رباط‌ها در شبیه‌سازی در نظر گرفته نشده‌اند و به جای آن شرایط مرزی معادل آن‌ها قرار داده شده است همچنین در این تحقیق مفاصل جهت قرار گرفتن در شرایط بارگذاری واقعی بر روی تصاویر دوبعدی رادیوگرافی منطبق شده‌اند در حالی که در مرجع ذکر شده مفاصل استخراج شده از تصاویر سی‌تی‌اسکن به صورت خام تحت بارگذاری قرار گرفته‌اند.

تنش در مفصل آرتروزی توزیعی یکنواخت ندارد و بیشینه تنش‌ها به صورت موضعی بر روی غضروف‌ها توزیع شده‌اند. بیشینه تنش در غضروف فمور برای قسمت میانی ۱/۸۷ مگاپاسکال و در قسمت جانبی ۰/۸۸ مگاپاسکال محاسبه شده است و در غضروف تیبیا برای سمت میانی و جانبی بیشینه تنش به ترتیب مقدار ۱/۳۱ و ۰/۸۴ مگاپاسکال گزارش می‌شود. با توجه به اینکه بیشینه تنش در سمت میانی مفصل رخ داده است لذا تأیید می‌شود که آرتروز نیز از همین قسمت شروع به پیشرفت می‌کند.

### ۴- نتیجه‌گیری

در این تحقیق برای شبیه‌سازی مفصل سالم و آرتروزی از دو نمونه مفصل سالم و آرتروزی به صورت جداگانه استفاده شده است و در ادامه کار با استفاده از تصاویر رادیوگرافی مفاصل در موقعیت جدید قرار گرفته‌اند. هدف تحقیق حاضر، بررسی توزیع تنش در مفصلی که نماینده جامعه سالم و در مفصلی دیگر که نماینده جامعه آرتروزی می‌باشد، در شرایط بارگذاری شبیه حالت واقعی بوده است. نتایج نشان داد که در هر دو مفصل مورد بررسی، تنش‌های ایجادشده در غضروف‌های میانی مفصل بیشتر از تنش‌های ایجادشده در سمت جانبی مفصل می‌باشد. همچنین میزان تنش‌های به وجود آمده روی غضروف فمور همواره بیشتر از تنش‌های موجود در غضروف‌های تیبیا می‌باشد که وجود مینیسک‌ها را می‌توان باعث بروز این رخداد

- [20] Van Jonbergen H.-P. W., Innocenti B., Gervasi G. L., Labey L. and Verdonchot N. (2012) Differences in the stress distribution in the distal femur between patellofemoral joint replacement and total knee replacement: a finite element study. *J. Orthop. Surg. Res.* 7(1): 1-9.
- [21] Gokkus K., Atmaca H., Uğur L., Özkan A. and Aydin A. T. (2016) The relationship between medial meniscal subluxation and stress distribution pattern of the knee joint: Finite element analysis. *J. Orthop.* 21(1): 32-37.
- [22] Zhu G.-D., Guo W.-S., Zhang Q.-D., Liu Z.-H. and Cheng L.-M. (2015) Finite element analysis of mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty: the influence of tibial component coronal alignment. *Chin. Med. J.* 128(21): 2873.
- [23] Sasatani K., Majima T., Murase K., Takeuchi N., Matsumoto T., et al. (2020) Three-dimensional finite analysis of the optimal alignment of the tibial implant in unicompartmental knee arthroplasty. *Nippon Med. Sch.* 87(2): 60-65.
- [24] Akrami M., Qian Z., Zou Z., Howard D., Nester C. J., et al. (2018) Subject-specific finite element modelling of the human foot complex during walking: sensitivity analysis of material properties, boundary and loading conditions. *Biomech Model Mechanobiol.* 17(2): 559-576.
- [25] Kang K.-T., Kim S.-H., Son J., Lee Y. H. and Chun H.-J. (2015) In vivo evaluation of the subject-specific finite element model for knee joint cartilage contact area. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.* 16(6): 1171-1177.
- [26] Freutel M., Schmidt H., Dürselen L., Ignatius A. and Galbusera F. (2014) Finite element modeling of soft tissues: material models, tissue interaction and challenges. *Clin. Biomech.* 29(4): 363-372.
- [27] Räsänen L. P., Mononen M. E., Nieminen M. T., Lammentausta E., Jurvelin J. S., et al. (2013) Implementation of subject-specific collagen architecture of cartilage into a 2D computational model of a knee joint—data from the osteoarthritis initiative (OAI). *J. Orthop. Res.* 31(1): 10-22.
- [۲۸] نیکبخت ه.، احمدی بروغنی س. و اربابی و. (۲۰۲۲) تحلیل اجزای محدود و مقایسه توزیع تنش در غضروف‌ها و منیسک‌های دو نمونه‌ی مفصل زانوی سالم و پیرانتری. فصل‌نامه علمی پژوهشی مهندسی پزشکی زیستی ۱۶(۲): ۱۵۱-۱۶۰.
- element model of the healthy and cruciate-deficient knee. *J. Biomech.* 49(2): 302-309.
- [10] Vidal A., Lesso R., Rodríguez R., García S. and Daza L. (2007) Analysis, simulation and prediction of contact stresses in articular cartilage of the knee joint. *WIT Transactions on Biomedicine and Health, Modelling in Medicine and Biology VII*, Brebbia CA (ed) 12: 55-64.
- [11] Park S., Lee S., Yoon J. and Chae S.-W. (2019) Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis. *Med. Eng. Phys.* 63: 33-41.
- [12] Shu L., Yamamoto K., Yao J., Saraswat P., Liu Y., et al. (2018) A subject-specific finite element musculoskeletal framework for mechanics analysis of a total knee replacement. *J. Biomech.* 77: 146-154.
- [13] Ding K., Yang W., Wang H., Zhan S., Hu P., et al. (2021) Finite element analysis of biomechanical effects of residual varus/valgus malunion after femoral fracture on knee joint. *Int. Orthop.* 1-9.
- [14] Esrafilian A., Stenroth L., Mononen M., Tanska P., Avela J., et al. (2020) EMG-assisted muscle force driven finite element model of the knee joint with fibril-reinforced poroelastic cartilages and menisci. *Sci. Rep.* 10(1): 1-16.
- [15] Halonen K., Mononen M., Jurvelin J., Töyräs J., Salo J., et al. (2014) Deformation of articular cartilage during static loading of a knee joint—experimental and finite element analysis. *J. Biomech.* 47(10): 2467-2474.
- [16] Klets O., Mononen M. E., Liukkonen M. K., Nevalainen M. T., Nieminen M. T., et al. (2018) Estimation of the Effect of Body Weight on the Development of Osteoarthritis Based on Cumulative Stresses in Cartilage: Data from the Osteoarthritis Initiative. *Ann. Biomed. Eng.* 46(2): 334-344.
- [17] Thienkaroachanakul K., Javadi A. A., Akrami M., Charnley J. R. and Benattayallah A. (2020) Stress Distribution of the Tibiofemoral Joint in a Healthy Versus Osteoarthritis Knee Model Using Image-Based Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J. Med. Biol. Eng.* 40(3): 409-418.
- [18] Wang Y., Fan Y. and Zhang M. (2014) Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models. *Med. Eng. Phys.* 36(4): 439-447.
- [19] Wesseling J., Boers M., Viergever M. A., Hilberdink W. K., Lafeber F. P., et al. (2014) Cohort profile: cohort hip and cohort knee (CHECK) study. *Int. J. Epidemiol.* 45(1): 36-44.