مجله مهندسی مکانیک مدرس، آبان 1395، دوره 16، شماره 8، ص‌ص 335-342

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

# مدل‌سازی و شبیه‌سازی المان محدود رفتار مکانیکی مفصل زانو در سیکل راه‌رفتن

بهروز سپهری[1]*، حجت محمدی‌اصفهانی[2]، فرامرز فیروزی[3]

1- دانشیار، گروه مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
2- دانش‌آموخته کارشناسی‌ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
3- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
*مشهد، صندوق‌پستی 9178615649، b_sepehr@mshdiau.ac.ir

**اطلاعات مقاله**

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 20 بهمن 1394
پذیرش: 18 خرداد 1395
ارائه در سایت: 21 شهریور 1395

*کلید واژگان:*
غضروف مفصلی
مدل‌سازی اجزاء محدود
بارگذاری دینامیکی
خواص مکانیکی

**چکیده**

رفتار مکانیکی غضروف مفصلی تحت تأثیر عوامل متنوعی قرار دارد. توزیع ناهمگن پروتئوگلیکان‌ها و فیبرهای کلاژن در جهت ضخامت غضروف مفصلی منجر به شکل‌گیری بافتی با خواص متغیر در جهت عمق می‌شود. این خواص به طور مستقیم در مقادیر تنش و تغیر شکل ایجادشده در غضروف تأثیر دارد. در تحقیقات گذشته از خواص متفاوت و هندسه پیچیده اجزای مفصلی صرف نظر شده؛ بنابراین هدف از این تحقیق ایجاد یک مدل نزدیک به آناتومی از غضروف مفصلی زانو جهت شبیه‌سازی رفتار آن تحت بار دینامیکی درفاز گام‌گذاری از سیکل حرکت بود.

مدل المان محدود سه‌بعدی ایجادشده شامل غضروف ران، غضروف درشتنی و مینیسک‌های میانی و جانبی بود و در آن برای بافت‌های غضروفی، مدل غیرخطی پرویسکوالاستیک همسان‌گرد و برای مینیسک‌ها رفتار الاستیک خطی همسان‌گرد صفحه‌ای تعریف شد، همچنین غضروف‌ها به صورت اشباع از سیال درنظر گرفته شدند. نتایج نشان داد که مقدار تنش اصلی در لایه فوقانی دارای بیشترین مقدار بوده و در جهت عمق کاهش می‌یابد که این امر دلیل بروز آرتروز را در لایه‌های بیرونی توجیه می‌کند. همچنین نشان داده شد که تغیرات ضریب نفوذ هیدرولیکی در غضروف مفصلی به‌عنوان تابعی از کرنش در بارگذاری دینامیکی ناچیز است. نتایج این پژوهش با مطالعات آزمایشگاهی توافق خوبی نشان داد.

# Modeling and Simulation of Mechanical Behavior in Knee Joint under Gait

**Behrooz Sepehri*, Hojjat Mohammadi Esfahani, Faramarz Firouzi**

Department of Mechanics, Mashhad Branch, Islamic Azad University, Mashhad, Iran.
*P.O.B. 9178615649, Mashhad, Iran, b_sepehr@mshdiau.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 09 February 2016
Accepted 07 June 2016
Available Online 11 September 2016

*Keywords:*
Articular Cartilage
Finite Element Modeling
Dynamic Loading
Mechanical Properties

ABSTRACT

Mechanical behavior of articular cartilage is affected by many factors. Inhomogeneous distribution of proteoglycans and collagen fibers through the thickness causes some depth-wise behavior. Mechanical properties directly affect stress and deformation of the tissue. In previous studies complexities and variation in mechanical properties were ignored. The aim of the present study is to create a model close to real anatomy of articular cartilage in knee joint and to simulate its behavior under dynamic gate in the stance phase.

A 3D finite element (FE) model was created. It was constructed considering femur and tibial cartilages as well as medial and lateral meniscus. In the FE model, a nonlinear isotropic viscoelastic material model was used for cartilages and linear anisotropic elastic one was chosen for meniscuses. Morever, cartilages were assumed saturated. Numerical simulations on the model showed that peak of maximum principal stress occurred in superficial layer. It was decreased through thickness. This explains the existence of osteoarthritis in the exterior layers. The present study showed that hydraulic permeability variation in cartilage as a strain-dependent variable was negligible in dynamic loading. Also, results showed good agreement with experimental ones.

## 1- مقدمه

غضروف بافتی نرم و متراکم است که معمولاً در انتهای تمام استخوان‌های بلند دیده می‌شود. غضروف‌هایی که در انتهای استخوان‌های مفصلی وجود دارند به غضروف‌های مفصلی[1] مشهور هستند. در این پژوهش غضروف‌های مفصلی در مفصل زانو محور بحث است.

به‌طور کل خواص بیومکانیکی غضروف (مانند سایر بافت‌ها) متأثر از ترکیب شیمیایی و ساختار مولکولی آن است. ترکیبات غضروف به‌گونه‌ای است که سبب ایجاد یک بافت منحصر به فرد با رفتارهای مکانیکی خاص مانند ضربه‌پذیری بالا، کاهنده اثرات تمرکز تنش بر استخوان‌های متصل به هم و کاهش اصطکاک بین سطوح تماسی مفصل به‌واسطه فراهم آوردن یک سطح لغزنده بین آن‌ها می‌شود. در حالتی که غضروف مفصلی سالم است، می‌تواند متحمل بارهای سنگینی شود که این امر به سن و سال فرد ارتباطی ندارد، ولی اگر این بافت از عملکرد اصلی خود باز بماند، استخوان‌ها مستقیماً

[1] Articular cartilage

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:
B. Sepehri, H. Mohammadi Esfahani, F. Firouzi, Modeling and Simulation of Mechanical Behavior in Knee Joint under Gait, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 8, pp. 335-342, 2016 (in Persian)

[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]

[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

متحمل نیرو می‌شوند که نتیجه آن تمرکز تنش بر استخوان‌ها، دردناک شدن مفاصل و انقطاع حرکت که معمولاً قطعی‌ترین روش درمان برای آن تعویض مفصل است [1].

شایع‌ترین بیماری مفصلی آرتروز[1] است که به واسطه پارگی، لایه‌لایه‌شدگی و بروز شکاف‌های عمیق در غضروف مفصلی به‌وجود می‌آید و تنها در کشور امریکا 21 میلیون نفر به آن دچار هستند[2]. از آن‌جا که رگ‌های خونی داخل بافت غضروف وجود ندارد، در صورت بروز تخریب یا فرسایش در این بافت، مواد مغذی به آن نمی‌رسد، از این‌رو امکان درمان پزشکی ندارد. تنها راه مقابله با این بیماری به تأخیر انداختن آن یا کاهش سرعت پیشرفت آن است که این امر با شبیه‌سازی غضروف مفصلی تحت شرایط عملکردی میسر است.

### 1-1- لایه‌های غضروف مفصلی

غضروف مفصلی به سه ناحیه فوقانی[2]، میانی[3] و تحتانی[4] قابل تقسیم است. لایه فوقانی نازک‌ترین لایه بوده و وظیفه آن ایجاد یک سطح لغزنده برای اجزای در حال تماس است. در این لایه درصد حجمی سیال و میزان فیبرهای کلاژن بالاتر از سایر نواحی است و پروتئوگلیکان غلظت کمی دارد[2]. در ناحیه میانی فیبرهای کلاژن ضخیم‌تر بوده و به دلیل بارهای متنوعی که این ناحیه متحمل می‌شود جهت‌گیری نامرتبی دارند، همچنین مقدار پروتئوگلیکان در این ناحیه نسبت به ناحیه فوقانی بیشتر است. در ناحیه تحتانی فیبرهای کلاژن بیشترین قطر را داشته و درصد آب در آن کمترین و پروتئوگلیکان بیشتر مقدار را نسبت به سایر لایه‌ها داراست؛ بنابراین غضروف مفصلی یک ماده لایه‌ای و ناهمگن به شمار می‌آید[3].

### 2-1- ساختار مکانیکی غضروف مفصلی

ساختار غضروف مفصلی به‌واسطه وجود فیبرهای کلاژن در جهات مختلف نیز متغیر است. از نظر مکانیکی غضروف مفصلی یک ماده ناهمگن است که مهم‌ترین عامل این رفتار نوع پراکندگی و جهت‌گیری فیبرهای کلاژن است، چرا که تراکم و جهت‌گیری آن‌ها در هر لایه متفاوت است. کوهن و همکارانش نشان دادند که فرض رفتار همسان‌گرد صفحه‌ای برای غضروف مفصلی فرض معتبری است[4]. این فرض توسط دبیری و همکاران[5] و اسپیلکر و همکاران[6] و لی و همکاران[7] استفاده شد. از سوی دیگر به‌واسطه وجود فیبرهای کلاژن در دو حالت فشار و کشش رفتارهای متفاوتی در غضروف مفصلی به‌وجود می‌آید. به این معنی که در کشش بخش عمده‌ای از نیروها توسط فیبرهای کلاژن تحمل می‌شود، در حالی که در فشار این فیبرها نیرویی تحمل نمی‌کنند و نیرو توسط بخش غیرفیبری (متشکل از سیال سینویال و پروتئوگلیکان) تحمل می‌شود. بر این اساس دو رفتار متفاوت در حالت فشار و کشش در غضروف مفصلی رخ می‌دهد[8]. لی و همکاران، دبیری و همکاران[5] و گو و همکاران[9]، از جمله محققانی بودند که بر این مبنا شبیه‌سازی رفتار غضروف‌های مفصلی را انجام دادند.

غضروف‌های مفصلی مانند بسیاری از مواد نرم دیگر با گذشت زمان خواص متغیری دارند که در آن تغیرات خواص ماده مبتنی‌بر نرخ تغیر شکل و سرعت تغیرات است و به آن رفتار ویسکوالاستیک[5] گفته می‌شود[10]. هرزاگ و همکارانش نشان دادند که فیبرهای کلاژن نسبت به پروتئوگلیکان‌ها رفتار ویسکوالاستیک واضح‌تری دارند[11]. لی و همکارانش وابستگی رفتار ویسکوالاستیک فیبرهای کلاژن را به کرنش اثبات کرده و آن را به‌عنوان یک ماده غیرخطی معرفی کردند[7]. رفتار ویسکوالاستیک غیرخطی فیبرهای کلاژن در پژوهش‌های گارشیا و همکاران[12] و هالونن و همکاران[8] مورد استفاده قرار گرفت.

ماو و همکاران در تئوری خود نشان دادند که تخلخل موجود در پروتئوگلیکان‌ها در غضروف مفصلی سبب ایجاد ماده‌ای دوفازی[6] می‌شود[13]. براساس این تئوری، جمع تنش‌های وارده بر بافت غضروف از رابطه (1) محاسبه می‌شود.

$$\sigma^{total} = \sigma^{s} + \sigma^{f} \quad (1)$$

که در آن از اثرات اتلاف انرژی صرف‌نظر شده است. در این معادله s معرف فاز جامد و f معرف فاز سیال است. این تئوری در مدل‌های دینامیکی معتبر بوده و بر مبنای قانون دارسی[7] تعریف شده است. ماو و همکارانش در تئوری خود نشان دادند که نفوذپذیری[8] غضروف مفصلی به چگالی (تراکم) پروتئوگلیکان و اندازه تخلخل پروتئوگلیکان‌ها وابسته است که با تغیر شکل زیاد بافت هر دو عامل تغیر می‌کند؛ بنابراین در یک مدل دقیق باید نفوذپذیری را وابسته به کرنش دانست[14]. استفاده از این تئوری در تحقیق‌های لی و همکاران[7]، دبیری و همکاران[5] و هالونن و همکاران[8] مورد استفاده بوده است.

فرآیند راه رفتن شامل دو فاز گام‌گذاری[9] و گام‌برداری[10] است. کوزانک و همکارانش نشان دادند که در فاز گام‌گذاری نیروی بیشتری به غضروف مفصلی وارد می‌شود. از این‌رو احتمال بروز تنش‌های بیشتر و متعاقب آن بروز آرتروز بیشتر است[15].

در این پژوهش بررسی رفتار غضروف مفصلی در فاز گام‌گذاری مورد بررسی قرار گرفت. این فرض توسط هالونن و همکاران نیز استفاده شد[8]. برای مدل‌سازی و شبیه‌سازی از روش المان محدود[11] بهره‌گیری شد و با توجه به پیچیدگی‌های مدل ماده، شکل هندسی، بارگذاری و قیود از قابلیت‌های ویژه‌ای که در نرم‌افزار آباکوس نسخه[12] 6.13.1 وجود داشت، استفاده شد. در تعریف خواص مادی برای مدل ایجاد شده، از خصوصیات ویسکوالاستیک غیرخطی برای ماده متخلخل ناهمگن با رفتار دوفازی استفاده شد.

## 2- روش تحقیق

برای ایجاد مدل هندسی نزدیک به آناتومی واقعی در ناحیه مفصلی از 370 تصویر با تشدید مغناطیسی[13] ثبت شده از مرد 26 ساله‌ای با قد 174 سانتی‌متر و وزن 70 کیلوگرم استفاده شد[16]. این تصاویر در برنامه میمیکس نسخه 10.01[14] مورد پردازش قرار گرفت و به این ترتیب شکل هندسی غضروف ران، غضروف درشتنی و مینیسک استخراج شد. سپس مدل تشکیل‌شده توسط نرم‌افزار کتیا نسخه 2013[15] به هندسه حجم‌دار تبدیل شده و به نرم‌افزار آباکوس منتقل شد.

در این پژوهش برای مدل‌سازی غضروف مفصلی و مینیسک دو مدل

[1] Osteoarthritis
[2] Superficial
[3] Middle
[4] Deep
[5] Viscoelastic

[6] Biphasic
[7] Darcy's low
[8] permeability
[9] Stance phase
[10] Swing phase
[11] Finite Element Method
[12] Dassault Systemes,Providence, RI, USA
[13] Magnetic Resonance Imaging
[14] Materialise,Leuven ,Belgium
[15] Dassault Systemes,Providence, RI, USA



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

ماده متفاوت استفاده شد. برای غضروف مفصلی معادله تنش در هر نقطه براساس پژوهش لِی و همکاران[14] از رابطه (1) درنظر گرفته شد. به این صورت که فیبرهای کلاژن در کشش غضروف متحمل تنش می‌شوند و در حالت فشار تنش بر بخش غیرفیبری شامل پروتئوگلیکان و سیال سینویال قرار خواهد گرفت و به صورت رابطه (2) نشان داده می شود.

$$\sigma = \begin{cases} \sigma_{\text{Collagen}}, & \varepsilon > 0 \\ \sigma_{\text{Proteoglican}} + \sigma_{\text{Synovial}}, & \varepsilon < 0 \end{cases} \quad (2)$$

در مطالعه حاضر از مدل ویسکوالاستیک وابسته به کرنشی که ویلسون و همکاران معرفی کردند استفاده شد[15]. آن‌ها شماتیک مدل خود را به‌صورت اتصال موازی یک فنر خطی با اتصال سری از یک فنر غیرخطی و یک میراگر نشان دادند (شکل 1).

بر این اساس مقادیر تنش به‌صورت تابعی از نرخ تنش، نرخ کرنش و کرنش به‌صورت رابطه (3) محاسبه می‌شوند.

$$\sigma_f = \frac{-\eta}{E_\varepsilon \varepsilon}\dot{\sigma} + E_0\varepsilon + (\frac{\eta E_0}{E_\varepsilon \varepsilon} + \eta)\dot{\varepsilon} \quad (3)$$

که در آن، $\eta$ ضریب میرایی، $E_0$ ضریب ثابت فنر خطی، $E_\varepsilon$ ضریب ثابت فنر وابسته به کرنش، $\varepsilon$ کرنش، $\dot{\varepsilon}$ نرخ کرنش و $\dot{\sigma}$ نرخ تغیرات تنش است. از این میان مقادیر $\eta$، $E_0$ و $E_\varepsilon$ به‌عنوان مقادیر ثابت ورودی هستند. این رفتار ویسکوالاستیک توسط پژوهشگران دیگری نظیر هالونن و همکاران[8] و دبیری و همکاران[5] مورد استفاده قرار گرفت.

در حالتی که غضروف تحت فشار قرار می‌گیرد، تنش بر بخش غیرفیبری اتفاق می‌افتد که متشکل از دو فاز سیال و جامد به صورت رابطه (4) است.

$$\sigma^{\text{Nonfibrillar}} = \sigma^s + \sigma^f \quad (4)$$

که در آن $s$ معرف فاز جامد (پروتئوگلیکان) و $f$ معرف فاز سیال (سینوویال) است. بر این اساس مقادیر تنش را بر فاز جامد از رابطه (5) به‌دست آمد.

$$\sigma^s = -\alpha p I + \lambda_s e I + 2\mu_s \varepsilon \quad (5)$$

که در آن $\alpha$ نسبت حجمی جامد به سیال، $\lambda_s$ و $\mu_s$ ضرایب لامه[1]، $e$ کرنش حجمی، $\varepsilon$ تانسور کرنش و $I$ تانسور واحد است، همچنین تنش‌ها در ناحیه سیال از رابطه (6) محاسبه شد.

$$\sigma^f = -pI \quad (6)$$

بنابراین چنان‌چه فشار سیال وجود نداشته باشد، به عبارت دیگر غضروف در حالت تعادل استاتیکی قرار بگیرد، تنش ایجاد شده منحصر به فاز جامد است. قانون دارسی تغیرمکان‌های اجزای جامد را با فرض تراکم‌ناپذیری فازهای جامد و سیال به فشار سیال مرتبط می‌کند که به‌صورت رابطه (7) نشان داده شده است.

$$\nabla \cdot \vec{v}^s + \nabla \cdot (k \nabla P) = 0 \quad (7)$$

که در این رابطه k ضریب نفوذپذیری هیدرولیکی است. Lai و همکارنش نشان دادند که این ضریب در غضروف مفصلی تابعی از کرنش به‌صورت رابطه (8) است.

$$k = k_0 \exp(M e_s) \quad (8)$$

که در آن $k_0$ و $M$ ضرایب ماده و $e_s$ کرنش حجمی است.

مدل دوفازی یادشده به‌عنوان مبنای شبیه‌سازی در مطالعات اوبیتز و همکاران[17]، بوشمن و همکاران[18]، واردن و همکاران[19] و هالونن و همکاران[8] استفاده شده است.

[1] Lame

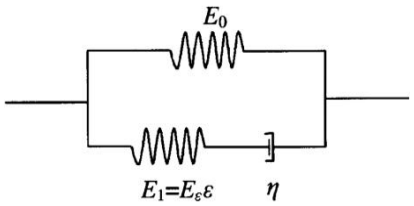


**Fig. 1** Shcematic of nonlinear viscoelastic model expressed by Wilson et al.[15]

**شکل 1** شماتیک مدل مکانیکی ویسکوالاستیک غیرخطی درنظر گرفته شده توسط ویلسون و همکاران[15]

در پژوهش حاضر برای بررسی اثر تغیر ضریب نفوذپذیری با کرنش، مدل دیگری با ضریب نفوذپذیری ثابت در نظر گرفته شد.

$$k = k_0 \quad (9)$$

داده‌های خواص مادی درنظر گرفته شده برای غضروف مفصلی بر اساس پژوهش هالونن و همکاران[8] استفاده شد (جدول 1).

با توجه به رفتار متفاوتی که غضروف مفصلی، به‌واسطه فیبرهای کلاژن، در فشار و کشش تحمل می‌کند، نیاز به نوشتن برنامه جداگانه‌ای در نرم‌افزار آباکوس بود. برای این منظور از زیرروال مواد[2] به زبان فرترن[3] 90 در این نرم‌افزار استفاده شد. این برنامه به‌صورتی تنظیم شد که در هر نقطه گاوسی[4] و در هر نمو زمانی ابتدا فشاری یا کششی بودن کرنش مشخص شود. در صورت فشاری بودن آن با استفاده از قانون دارسی فشار سیال میان‌بافتی مشخص سپس مقادیر تنش معین شود. در صورت کششی بودن نمو زمانی به دو بخش تقسیم می‌شود که در بخش نخست تغیرات کرنش و در بخش دوم تغیرات تنش محاسبه می‌شود. این تقسیم‌بندی نموها با توجه به کوچک درنظر گرفتن سایزهای نمو خللی به دقت تحلیل وارد نمی‌کند. محاسبه نموهای تنش در این برنامه در هر نمو و براساس نمو پیشین صورت گرفت.

برای خواص مادی مینیسک از مدل الاستیک خطی با خواص همسان‌گرد صفحه‌ای بهره گرفته شد (جدول 2).

برای تحلیل این مدل از آنالیزهای تحکیم خاک[5] با به‌کارگیری تئوری دوفازی در بخش حل‌گر ضمنی نرم‌افزار آباکوس استفاده و اثر تغیر شکل‌ها در محاسبات نموی لحاظ شد[6].

**جدول 1** خواص مکانیکی مورد استفاده در مدل‌سازی غضروف مفصلی در تحقیق حاضر [8]

**Table 1** Material properties used in modeling of articular cartilage in the present study [8]

| ضریب | خاصیت |
|---|---|
| 0.11, 0.44, 0.84 | مدول الاستیسیته پروتئوگلیکان (لایه فوقانی، میانی، تحتانی) (مگاپاسکال) |
| 0.47 | مدول الاستیسیته ثابت فیبرهای کلاژن (مگاپاسکال) |
| 637 | مدول الاستیسیته وابسته به کرنش فیبرهای کلاژن (مگاپاسکال) |
| 0.42 | ضریب پواسون |
| 947 | ضریب میرایی (مگاپاسکال) |
| 1.74e-15 | ضریب نفوذپذیری $(m^4/Ns)$ |
| 7.1 | ثابت $M$ |
| 0.8 | نسبت حجمی اولیه$(e_0)$ |

[2] User material subroutine
[3] Intel Company- Santa Clara, CA, USA
[4] Gauss point
[5] Soil Consolidation
[6] large displacement



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

**جدول 2** خواص مکانیکی بافت مینیسک مورد استفاده در مدل‌سازی تحقیق حاضر [8]

**Table 2** Material properties for modeling of meniscus in the present study [8]

| خاصیت | ضریب |
|---|---|
| مدول الاستیسیته محوری (مگاپاسکال) | 20 |
| مدول الاستیسیته عرضی (مگاپاسکال) | 140 |
| ضریب پواسون داخل صفحه | 0.2 |
| ضریب پواسون خارج صفحه | 0.3 |
| مدول برشی داخل صفحه (MPa) | 57.7 |

برای تعریف بارگذاری از تغیرات نیرو با گذشت زمان برای غضروف ران استفاده شد. این تغیرات نیرو توسط کامیستک و همکاران به‌عنوان تابعی از وزن شخص برای راه رفتن با فرکانس 1 هرتز در نظر گرفته شد (شکل 2) [20]. شرایط مرزی شامل دو شرط بود که شرط اول تعریف دوران غضروف ران در سیکل راه رفتن شد. این شرط با تعریف تغیرات زاویه غضروف ران در سیکل حرکت از نتیجه پژوهش صورت گرفته توسط کوزانک و همکاران استخراج شد (شکل 3)[21] .

تعین بارگذاری و شرط مرزی اول با تعریف نقطه مرجعی در مرکز جرم غضروف ران صورت پذیرفت. شرط مرزی دوم گیردار درنظر گرفتن سطح تحتانی غضروف درشت‌نی بود که در نرم‌افزار اعمال شد.

در مفصل زانو و هنگام راه رفتن دو رفتار تماسی شکل می‌گیرد:

- تماس غضروف ران با غضروف درشت‌نی که به شکلی موضعی و محدود در میانه مینیسک رخ می‌دهد.

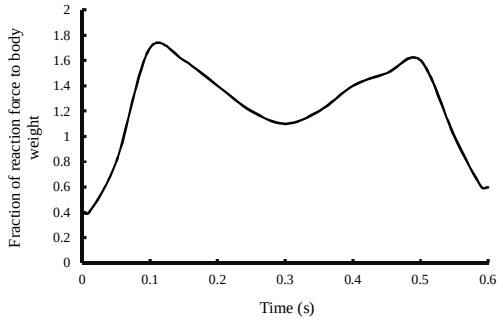


**Fig. 2** Reaction forces at the femoral cartilage during stance phase [20].

**شکل 2** تابع نیروی اعمالی بر غضروف ران در فاز گام‌گذاری [20].

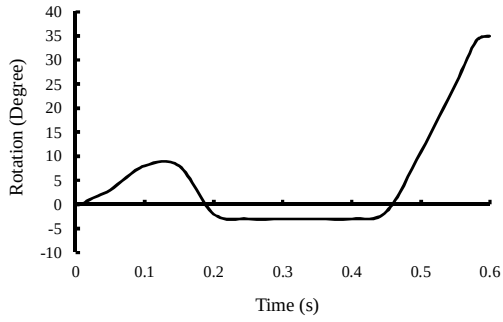


**Fig. 3** Rotation at femoral cartilage during stance phase introduced in the model [21]

**شکل 3** نمودار مورد استفاده در این تحقیق جهت تعیین تابع زاویه دوران غضروف ران در فاز گام‌گذاری[21]

- تماس بین غضروف ران و سطح فوقانی مینیسک که در سطح وسیعی در جریان است.

برای تعریف تماس در مدل ارائه شده برای این پژوهش از روش تماس عمومی[1] بهره‌گرفته شد.

اجزای شش وجهی دقت به نسبت بالایی را در شبیه‌سازی مدل‌های سه‌بعدی توپر در اختیار می‌گذارد. از این‌رو در پژوهش حاضر از این اجزا استفاده شد و در مجموع 6192 جزء 20 گره‌ای و بهینه‌شده C3D20R برای مش‌بندی مینیسک و 37221 جزء 20 گره‌ای دوفازی بهینه‌شده C3D20RP برای مش‌بندی غضروف‌های مفصلی استفاده شد (شکل 4).

## 3- نتایج

### 3-1- اعتبارسنجی نتایج

برای بررسی اعتبار شبیه‌سازی ابتدا استقلال نتایج از تراکم مش‌بندی سنجیده شد. برای این منظور مش‌بندی طی چند مرحله با نسبت 150درصد متراکم شده و نتایج تحلیل برای حداکثر تنش اصلی مقایسه گردید (جدول 3). حداکثر اختلاف پاسخ‌ها در این دو تراکم 8درصد بود؛ بنابراین برای کاستن از زمان طولانی محاسبات نرم‌افزاری، مدل حاوی تراکم کمتر به‌عنوان مدل عددی جهت انجام شبیه‌سازی‌های تکمیلی انتخاب شد (شکل 5).

از سوی دیگر جهت بررسی اعتبار فرض‌ها لازم بود نتایج به‌دست‌آمده با داده‌های معتبری مقایسه شود؛ بنابراین نتایج شبیه‌سازی با نتایج تست آزمایشگاهی صورت گرفته توسط شینال و همکاران[22] مقایسه شد (شکل 6).

این بررسی نشان داد که حداکثر اختلاف بین نتایج آزمایشگاهی و مدل عددی 20درصد است. نزدیکی نتایج در این مقایسه تا حد مناسبی صحت فرضیات را نشان داد.

### 3-2- استخراج نتایج

برای بررسی اثر تغیر ضریب نفوذپذیری با کرنش نتایج تحلیل برای حداکثر

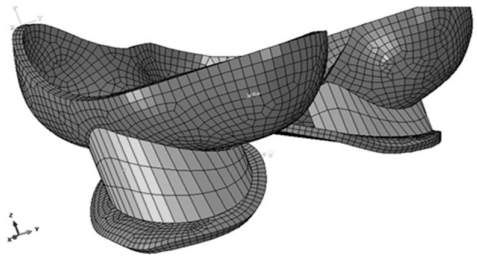

**Fig. 4** Meshed model

**شکل 4** مدل مش بندی شده

**جدول 3** تعداد گره استفاده‌شده در شبیه‌سازی اجزا محدود در هر بافت

**Table 3** Number of nodes used for the FE simulation

| نام بافت | تعداد گره | |
|---|---|---|
| | مش‌بندی درشت | مش‌بندی ریز |
| غضروف ران | 67792 | 160488 |
| غضروف درشت‌نی | 24810 | 61211 |
| مینیسک | 4457 | 14493 |

[1] General Contact



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

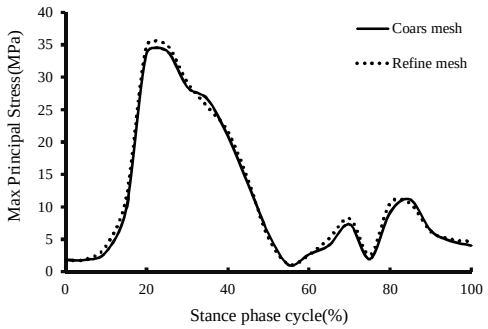


**Fig. 5** Comparison between coarse and refined mesh for investigating mesh convergence in the numerical model

**شکل 5** مقایسه نتایج مش‌بندی درشت و ریز برای بررسی شرایط استقلال از مش در مدل عددی

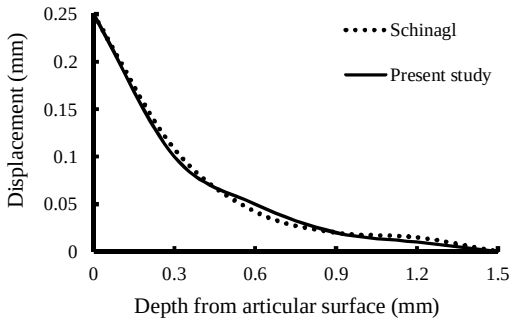


**Fig. 6** Experimental and computational displacements in the femoral cartilage through thickness

**شکل 6** تغییرات تغییر مکان در راستای ضخامت در مقایسه با تست آزمایشگاهی

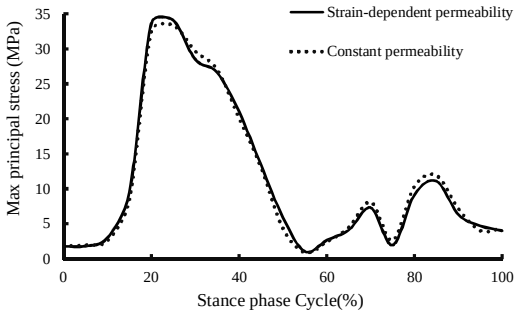


**Fig. 7** Comparison of strain-dependent permeability and the constant one on simulation

**شکل 7** مقایسه بین نتایج شبیه‌سازی درنظر گرفتن ضریب تخلخل وابسته به کرنش و ثابت

تنش اصلی در دو مدل با هم مقایسه شد (شکل 7). این مقایسه حداکثر اختلاف 13درصدی را بین دو مدل نشان داد (جدول 3).

همچنین در تحلیل دیگری برای بررسی وابستگی تحلیل به تغیر شکل، تغیرات هندسی در فرآیند حل درنظر گرفته نشد و فرض شد تغیر شکل‌ها در محدوده کوچک قرار داشته و در فرآیند تحلیل بی‌اثر هستند[1] (شکل 8).

این مقایسه اختلافی با حداکثر خطای 65درصد را بین دو فرضیه نشان می‌دهد (جدول 5).

[1] Small deformation

**جدول 4** مقایسه نفوذپذیری ثابت و وابسته به کرنش

**Table 4** Comparison of strain-dependent permeability and the constant one on results

| نسبت پیشروی در سیکل (%) | 30 | 60 | 90 |
|---|---|---|---|
| در حالت وابسته به کرنش (مگاپاسکال) | 28.5 | 2.68 | 6.31 |
| در حالت ثابت (مگاپاسکال) | 29.7 | 2.42 | 7.14 |
| خطا (%) | +4 | -9.7 | +13 |

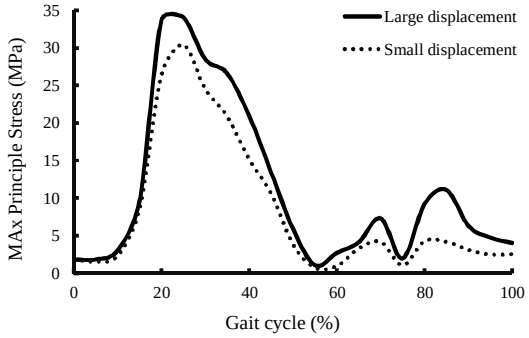


**Fig. 8** Maximum principal stress in large displacement in comparison with small displacement one

**شکل 8** تغیرات حداکثر تنش اصلی با فرض تغیر شکل‌های زیاد در مقایسه با تغیر شکل‌های کم

تحلیل‌های درنظر گرفته شده با توجه به نزدیکی داده‌های استفاده شده در این پژوهش با تحقیق هالونن و همکاران[8] مقایسه شد. این بررسی مقایسه تغیرات حداکثر تنش اصلی[2] و نیز فشار سیال میان بافتی[3] با گذشت زمان و در یک سیکل را شامل شد (شکل‌های 9، 10)، همچنین مقادیر این دو متغیر در مقاطع مختلف سیکل حرکت ثبت شد (جدول‌های 6، 7).

**جدول 5** مقایسه فرض تغیر شکل‌های زیاد و کم

**Table 5** Comparison of maximum principal stress

| نسبت پیشروی در سیکل (%) | 30 | 60 | 90 |
|---|---|---|---|
| تغیر شکل زیاد(میلی‌متر) | 28.5 | 2.68 | 6.31 |
| تغیر شکل کم(میلی‌متر) | 24.55 | 0.94 | 3.1 |
| خطا (%) | -13.8 | -65 | -51 |

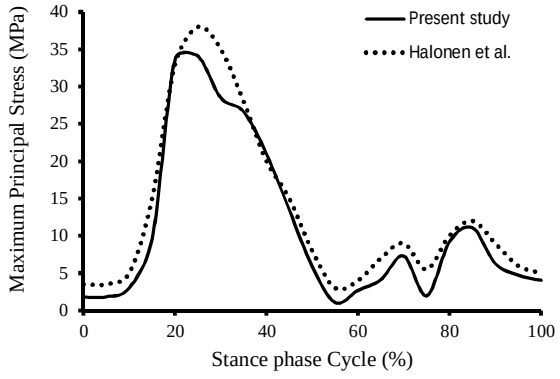


**Fig. 9** Maximum pore pressure variation in the stance phase cycle

**شکل 9** تغیرات حداکثر تنش اصلی در فاز گام‌گذاری از سیکل گام‌گذاری حرکت

[2] Maximum Principal Stress
[3] Pore Pressure



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

**جدول 6** مقایسه تغیرات حداکثر تنش اصلی

**Table 6** Comparison of maximum principal stress

| نسبت پیشروی در سیکل (%) | 30 | 60 | 90 |
|---|---|---|---|
| پژوهش حاضر (مگاپاسکال) | 28.5 | 2.68 | 6.31 |
| پژوهش هالونن و همکاران (مگاپاسکال) | 35.02 | 3.93 | 9 |
| خطا (%) | -18.5 | -32 | -30 |

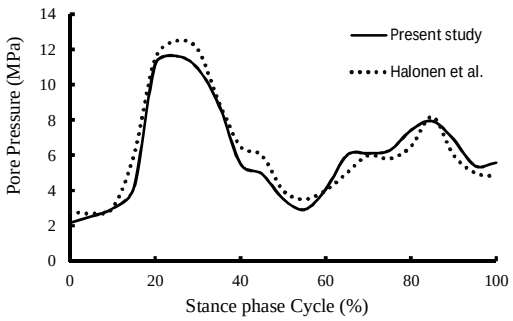


**Fig. 10** Maximum pore pressure variation in the stance phase cycle

**شکل 10** تغیرات فشار میان بافتی حداکثر در فاز گام‌گذاری از سیکل حرکت

**جدول 7** مقایسه حداکثر فشار سیال میان بافتی

**Table 7** Comparison of maximum pore pressure

| نسبت پیشروی در سیکل (%) | 30 | 60 | 90 |
|---|---|---|---|
| پژوهش حاضر (مگاپاسکال) | 10.92 | 4.1 | 6.89 |
| پژوهش هالونن و همکاران (مگاپاسکال) | 12 | 4 | 6 |
| خطا (%) | -9 | +2.5 | +14.8 |

برای بررسی محل بروز اضمحلال بافت غضروف مفصلی و پیش‌بینی نسبی آرتروز، توزیع حداکثر تنش اصلی در راستای ضخامت غضروف ران و بر لایه‌های مختلف غضروف ران استخراج شد (شکل‌های 12,11).

## 4- بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه شبیه‌سازی نزدیک به آناتومی غضروف مفصل زانو بود. از این‌رو مدل غیرخطی و وابسته به کرنش ویسکوالاستیک متخلخل دوفازی به‌صورت ناهمگن برای آن درنظر گرفته شد و در فاز گام‌گذاری از سیکل حرکت، که بیشترین نیروها به مفصل اعمال می‌شود، مورد بررسی قرار گرفت. جهت افزایش دقت و با توجه به شکل هندسی منحصر به فرد و غیریکنواخت، استخراج داده‌های هندسی از مدل برگرفته از آناتومی صورت پذیرفت. برای

**Fig. 11** Maximum principal stress distribution in the femoral cartilage through the thickness (MPa)

**شکل 11** تغیرات حداکثر تنش اصلی در راستای ضخامت غضروف ران زمانی که بیشترین مقدار در سیکل بارگذاری اعمال می‌شود (مگاپاسکال)

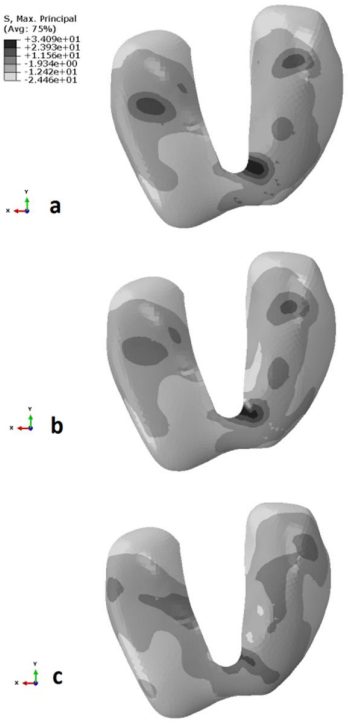


**Fig.12** Maximum principal stress distribution in femoral cartilage: a) superficial b) middle c) deep (MPa)

**شکل 12** توزیع مقادیر حداکثر تنش اصلی در لایه‌های مختلف از غضروف ران در لایه فوقانی (a)، لایه میانی (b) و لایه تحتانی (c) (مگاپاسکال)

این منظور از تصاویر گرفته‌شده با روش تصویربرداری تشدید مغناطیسی[1] ثبت‌شده از فردی با غضروف مفصلی سالم استفاده شد. پس از اصلاحات هندسی و حذف بخش‌های زائد، مدل هندسی برای انجام شبیه‌سازی به روش اجزا محدود به نرم‌افزار آباکوس منتقل شد و در این نرم‌افزار شرایط شبیه‌سازی برای مسئله تعریف گردید. این شرایط شامل تعریف رفتار مواد برای مینیسک و غضروف به تفکیک و نیز غضروف مفصلی در حالت فشاری و کششی به‌صورت مجزا بود، همچنین روش حلی از نوع مکانیک متخلخل برای درنظر گرفتن اثرات فشار سیال بر بخش غیرفیبری غضروف مفصلی درنظر گرفته شد. در ادامه شرایط محیطی نظیر بارگذاری، شرایط مرزی و رفتار تماسی از داده‌های ثبت شده در مراجع استخراج و در نرم‌افزار تعریف شد. در انتها هر کدام از بافت‌ها به‌صورت مناسب مش‌بندی شده و شبیه‌سازی آن به کمک نرم‌افزار حل‌گر ضمنی آباکوس صورت گرفت.

از آن‌جا که افزایش تنش و متعاقب آن حداکثر تنش اصلی به‌عنوان یکی از معیارهای گسیختگی[2] و پارگی در وقوع عارضه آرتزو مؤثر دانسته شده (فردریکو و همکاران[23]، دانزلی و همکاران[16] و ویلسون و همکاران[15]) در این مطالعه بیشتر به بررسی تغیرات این متغیر پرداخته شد.

نتایج پژوهش حاضر با تست آزمایشگاهی مقایسه و صحت آن سنجیده شد (شکل 6) که تطابق خوبی را نشان داد. بررسی دو متغیر فشار سیال میان بافتی و حداکثر تنش اصلی استخراج گردید (شکل‌های 9,8). این مقایسه ضمن این که مقادیر و تغیرات مشابهی را نشان داد بیانگر اختلافاتی نیز بود. با توجه به این‌که شرایط تعریف مدل عددی در این دو پژوهش نزدیک به هم

1 - Magnetic Resonance Imaging (MRI)
2 -Failure theory



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

بود تنها عامل تغیر بین آن دو را می‌توان عامل هندسی دانست. این عامل از دو جنبه در تفاوت متغیرهای محاسبه شده مؤثر است. نخست این‌که تفاوت در کیفیت تصویربرداری پزشکی بین دو مطالعه قابل تشخیص و مرزبندی نبود. این تفاوت هم از جهت فواصل در مقاطع تصویربرداری شده و هم از جهت قدرت تفکیک دستگاه تصویربردار می‌تواند سبب بروز اختلافات هندسی شود. به‌عنوان نمونه در تحقیق حاضر تعداد 370 تصویر مورد استفاده قرار گرفت در حالی که اطلاعی از تعداد تصویر استفاده شده در مطالعه هالونن و همکاران در دست نیست. از سوی دیگر تفاوت در آناتومی و هندسه افراد مختلف می‌تواند بر نتایج مؤثر باشد. در تحقیق هالونن و همکاران مطالعه بر زانوی یک فرد 61 ساله با وزن حدود 100 کیلوگرم صورت گرفته است، در حالی که در پژوهش حاضر بررسی بر زانوی فرد 26 ساله با وزنی در حدود 70 کیلوگرم مورد بحث واقع شد.

در تحقیق حاضر نتایج شبیه‌سازی برای بررسی لزوم درنظر گرفتن ضریب نفوذپذیری به‌صورت وابسته به کرنش بررسی شد. نتایج تغیرات کمی بین نفوذپذیری وابسته به کرنش و نفوذپذیری ثابت نشان داد (شکل 7). از آن‌جا که تنها عامل متغیر بین دو مدل به‌کار رفته کرنش حجمی است می‌توان نتیجه گرفت که اثرات کرنش حجمی کم است.

در حدود 80درصد از حجم غضروف از مایع سینوویال با خواص شبیه به آب اشباع شده است که مانند آب تراکم‌ناپذیر است[14]. از سوی دیگر از 20درصد حجم باقی‌مانده در حدود 7درصد را پروتئوگلیکان تشکیل می‌دهد که ضریب پواسون آن در حدود 0.46 است و در نتیجه کرنش حجمی کمی دارد؛ بنابراین بخش اعظمی از کرنش حجمی تولیدشده در غضروف مفصلی به واسطه وجود فیبرهای کلاژن است که تنها 13درصد حجم را اشغال کرده‌اند. با توجه به حداکثر کرنش 10درصدی با توجه به مقادیر کم کرنش‌های حجمی به نظر می‌رسد اثرات آن‌ها را می‌توان در شبیه‌سازی در نظر نگرفت. این امر سبب تعریف معادلات ساده‌تر و محاسبات سریع‌تر می‌شود.

در مطالعه حاضر شبیه‌سازی با درنظر گرفتن تغییر مکان‌های زیاد هنگام حل انجام شد. این در حالی است که در غالب مطالعات پیشین اثر رفتارهای غیرخطی در نظر گرفته نشده است([2] ،[7] ،[9]، [11] ،[15] و ...). فرضی که در برخی از این مطالعات مورد استناد بوده مقادیر کم در کرنش است. آن‌چنان که در تحقیق لی و همکاران عنوان شده با توجه به کرنش‌های کمتر از 0.05 می‌توان فرض تغیرشکل‌های کم را معتبر دانست[11] و در برخی دیگر دلیل این فرض شبیه‌سازی ایستایی دانسته شده است و در آن نویسندگان با استناد به مقادیر کم نیرو نتایج شبیه‌سازی را توجیه کرده‌اند [9,7]. فرض نیروهای کم در آنالیزهای ایستایی نسبت به آنالیزهای سیکل حرکت فرض معتبری است، چرا که برای آنالیزهای ایستایی می‌توان شبیه‌سازی استاتیکی انجام داد و از اثرات افزایش نیرو در اثر رفتارهای دینامیکی صرف‌نظر کرد. در این حالت نیروی ثابتی معادل نصف وزن شخص به‌عنوان نیروی مؤثر برای هر پا در این آنالیزها اعمال شده است، ولی در آنالیزهای سیکل راه رفتن آن چنان که کامیستک و همکاران نشان دادند فرکانس بارگذاری در حدود 1 هرتز است و رفتارهای دینامیکی روشنی به همراه دارد. تا آن‌جا که اثر نیروی معادل در این آنالیزها تا حدود 1.8 برابر وزن شخص برآورد شده است (شکل 2). آن‌چه از بررسی این مطالعات به‌دست‌آمد این بود که نویسندگان اثرات خواص ویسکوالاستیک را در بافت‌های غضروفی درنظر نگرفته‌اند. یکی از خاصیت‌های رفتار ویسکوالاستیک اثر خزش یا افزایش تغیرمکان (و کرنش) با گذشت زمان با وجود ثابت بودن نیرو است. در مواد ویسکوالاستیک، مانند غضروف مفصلی، تنها به شرطی می‌توان از اثرات افزایش تغیرمکان (و کرنش) با گذشت زمان صرف‌نظر کرد که شبیه‌سازی حالت ایستایی نیز در زمان کوتاهی مورد نظر باشد. این امر وابستگی شبیه‌سازی‌های ویسکوالاستیک را به عامل زمان روشن می‌سازد. نتایج مطالعه هالونن و همکاران[24] نیز مؤید این مطلب بود. آن‌ها در تحقیق خود نشان دادند که حداکثر کرنش در حالت ایستا تا حدود 50درصد و در سیکل حرکت کمتر از 10درصد محاسبه شده است. در نهایت چنین نتیجه‌گیری شد که در صورتی که رفتار مواد ویسکوالاستیک در نظر گرفته نشود، شبیه‌سازی‌های استاتیکی (که نتایج آن مستقل از زمان است) به واسطه درنظر نگرفتن اثرات ضربه تغییر مکان کمی به همراه دارند، اما در آنالیزهای دینامیکی تغییر مکان‌ها مقادیر بیشتری به همراه خواهند داشت. از سوی دیگر در صورت درنظر گرفتن رفتار ویسکوالاستیک، تغییر مکان‌ها در آنالیزهای استاتیکی نسبت به انواع دینامیکی بیشتر است. در مطالعه حاضر جهت بررسی اثر اعمال تغییر شکل‌های زیاد، شبیه‌سازی دیگری با درنظر گرفتن تغیرشکل‌های کم درنظر گرفته و نتایج آن برای حداکثر تنش اصلی نشان داده شد (شکل 8). مقایسه نشان داد که بین دو مدل تا 65درصد تغیرات وجود دارد؛ بنابراین شبیه‌سازی دوم با درنظر گرفتن تغییر شکل‌های کم معتبر نیست.

برای بررسی تغیرات تنش در راستای ضخامت کانتورهایی از تغیرات حداکثر تنش اصلی در راستای ضخامت[1] و جهات عرضی[2] اخذ شد (شکل‌های 10،11). این کانتورها تغییرات حداکثر تنش اصلی را نشان می‌دهد؛ به طوری که حداکثر تنش اصلی از بیرونی‌ترین لایه به سمت لایه‌های داخلی کاهش می‌یافت. این رفتار در مطالعات صورت گرفته توسط هالونن و همکاران[8]، دانزلی و همکاران[6] و دبیری و همکاران[5] نیز مشاهده شد. این امر با نتایج تحقیقات مبتنی بر روش‌های آزمایشگاهی نیز هم‌خوانی دارد. نتایج این تحقیقات بروز آرتروز را در بیرونی‌ترین لایه غضروف مفصلی محتمل‌تر می‌داند[20].

## 5- مراجع

[1] V.C. Mow, R. Huiskes, Basic orthopaedic biomechanics and mechanobiology, pp. 4.23-4.25, Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 3rd edition, 2005.
[2] V. C. Mow, X. E. Guo, Mechano-electrochemical properties of articular cartilage:Ttheir inhomogeneities and anisotropies, *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 4, No. 12, pp. 175-209, 2002.
[3] T. F. Novacheck, The biomechanics of running, Gait and Posture, Vol. 7, pp. 77–95, 1997.
[4] B. Cohen, W. M. Lai, V. C. Mow, Transversely isotropic biphasic model for unconfined compression of growth plate and chondroepiphysis, *Biomechanical Engineering*, Transactions of the ASME, Vol. 4, No.13, pp. 491-496, 1998.
[5] Y. Dabiri, L.P. Li, Influences of the depth-dependent material inhomogeneity of articular cartilage on the fluid pressurization in the human knee, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 35, No. 11, pp. 1591–1598, 2013.
[6] P. S. Donzelli, R. L. Spilker, G. A. Ateshian, V. C. Mow, Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure, *Biomechanics*, Vol. 32, No. 10, pp. 1037-1047, 1999.
[7] L.P. Li, K. B. Gu, A human knee joint model considering fluid pressure and fiber orientation in cartilages and menisci, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, No. 19, pp. 494-503, 2011.
[8] K. S. Halonen, M. E. Mononen, J. S. Jurvelin, Importance of depth-wise distribution of collagen and proteoglycans in articular cartilage—A 3D finite element study of stresses and strains in human knee joint, *Biomechanics*, Vol. 46, No. 6, pp. 1184–1192, 2013.

1 -Plan view
2 -Elevation view



[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]
[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]

[9] H. Guo and R.L. Spilker, Biphasic finite element modeling of hydrated soft tissue contact using an augmented Lagrangian method, *Biomechanical Engineering*, Vol. 11, pp. 113-123, 2011.
[10]N. Somanathan, D. Ramaswamy, R. Sanjeevi, A viscoelastic model for collagen fibrers, *Biomechanics*, Vol. 7, No. 1, pp. 181-183, 1982.
[11]W. Herzog, L. P. Li, Strain-rate dependence of cartilage stiffness in unconfined compression:compression: the role of fibril reinforcement versus tissue volume change in pressurization, *Biomechanics*, Vol. 37, No. 3, pp. 375-382, 2004.
[12]J.J. Garcia, D. H. Cortes, A nonlinear biphasic viscohyperelastic model for articular cartilage, *Biomechanics*, Vol. 39, No. 16, pp. 2991–2998, 2006.
[13]V. C. Mow, W. M. Lai, C. G. Armstrong, S. C. Kuei, Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: Theory and experiments, *Biomechanical Engineering*, Vol. 102, No. 1, pp. 73-84, 1980.
[14]W. M. Lai, V. C. Mow, V. Roth, Effects of nonlinear strain-dependent permeability on the stress behavior of articular cartilage, *Biomechanical Engineering*, Transactions of the ASME, Vol. 103, No. 2, pp. 61-66, 1981.
[15]W. Wilson, C. C. van Donkelaar, B. van Rietbergen , K. Ito, R. Huiskes, Stresses in the local collagen network of articular cartilage: a poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study, *Biomechanics*, Vol. 37, No. 3, pp. 357–366, 2004.
[16]MHGS. (2015, March) MHGS:True IT solutions. [Online]. http://www.mhgsoft.de
[17]T. W. Obitz, S. R. Eisenberg, D. Stamenovic, M. Bursac, Confined and unconfined stress relaxation of cartilage: appropriateness of a transversely isotropic analysis, *Biomechanics*, Vol. 32, No. 10, pp. 1125-1130, 1999.
[18]M. D. Buschmann, A. Shirazi-Adl, L. P. Li, A fibril reinforced nonhomogeneous poroelastic model for articular cartilage: Inhomogeneous response in unconfined compression, *Biomechanics*, Vol. 33, No. 12, pp. 1533–1541, 2000.
[19]W. H. Warden, G. A. Ateshian, J. J. Kim, R. P. Grelsamer, V. C. Mow, Finite deformation material properties of bovine articular cartilage from confined compression experiments, *Biomechanics*, Vol. 30, No. 11-12, pp. 1157–1164, 1997.
[20]R. W. Komistek, R. D. Stiehl, J. B. Dennis, D. A. Paxson, R. D. Soutas-Little, Mathematical model of the lower extremity joint reaction forces using Kane's method of dynamics, *Biomechanics*, Vol. 31, No. 2, pp. 185–189, 1997.
[21]G. Kozanek, H. E. Li, M. Hosseini, A. Liu, F. Van de Velde, S. K. Gill, T. J. Rubash, Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait, *Biomechanics*, Vol. 42, No. 12, pp. 1877–1884, 2009.
[22]R. L. Schinagl, R. M. Gurskis, D. Chen, A. C. Sah, Depth-dependent confined compression modulus of full-thickness articular cartilage, *Orthopaedic Research*, Vol. 15, No. 4, pp. 499–506, 1997.
[23]S. Federico, A. Grillo, G.L. Rosa, G. Giaquinta, W. Herzog, A transversely isotropic, transversely homogeneous microstructural statistical model of articular cartilage, *Biomechanics*, Vol. 38, No. 10, pp. 2008-2018, 2005.
[24]K. S. Halonen, M. E. Mononen, J. S. Jurvelin, mportance of depth-wise distribution of collagen and proteoglycans in articular cartilage—A 3D finite element study of stresses and strains in human knee joint, *Biomechanics*, Vol. 46, pp. 1184–1192, 2013.

[ Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23 ]

[ DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.8.25.2 ]