ماهنامه علمى يژوهشى



mme modares ac ir

مهندسی مکانیک مدر س

مدلسازی و شبیه سازی المان محدود رفتار مکانیکی مفصل زانو در سیکل راهرفتن

دهرون سيهري¹، حجت محمدياصفهاني²، فرامرز فيروزي³

1- دانشیار، گروه مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد

2- دانش آموخته كارشناسى ارشد، مهندسي مكانيك، دانشگاه آزاد اسلامي واحد مشهد، مشهد

3- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد

مشهد، صندوق پستی b_sepehr@mshdiau.ac.ir ،9178615649

چکیدہ	اطلاعات مقاله
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	مقاله پژوهشی کامل دریافت: 20 بهمن 1394
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	پدیرش: 18 حردد ۲۵۶۵ ارائه در سایت: 21 شهریور 1395 کلید واژگان:
بود. مدل المان محدود سهیعدی ایجادشده شامل غضروف ران، غضروف درشتنی و مینیسک.های میانی و جانبی بود و در آن برای بافت.های	غضروف مفصلی مدلسازی اجزاء محدود
غضروفی، مدل غیرخطی پروویسکوالاستیک 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	بار گذاری دینامیکی خواص مکانیکی
جهت عمق کاهش می یابد که این امر دلیل بروز آرتروز را در لایه های بیرونی توجیه می کند. همچنین نشان داده شد که تغیرات ضریب نفوذ همد ولیک در غضروف مفصل به عنوان تابعی از کنش در بارگذاری دینامیک ناچیز است. نتایج این بژوهش با مطالعات آزمایشگاهی توافق	
میرونیای در مرد مسلی وال بای در در بال در بار مرکز در باری در بار مرکز در مالی بار مالی در مالی در مالی در مال 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

ैर ॥र

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.

ترکیب شیمیایی و ساختار مولکولی آن است. ترکیبات غضروف به گونهای 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 بين آنها مي شود. در حالتي كه غضروف مفصلي سالم است، می تواند متحمل بارهای سنگینی شود که این امر به سن و سال فرد ارتباطی ندارد، ولى اگر اين بافت از عملكرد اصلى خود باز بماند، استخوانها مستقيماً

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 مفصلی¹ مشهور هستند. در این پژوهش غضروفهای مفصلی در مفصل زانو محور بحث است.

بهطور کل خواص بیومکانیکی غضروف (مانند سایر بافتھا) متأثر از

l	Articu	lar	cartil	lage
			eur u	

1- مقدمه

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)

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

شایعترین بیماری مفصلی آرتروز¹ 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 نمی رسد، از این و امکان درمان پزشکی ندارد. تنها راه مقابله با این بیماری به تأخیر انداختن آن یا کاهش سرعت پیشرفت آن است که این امر با شبیه سازی غضروف مفصلی تحت شرایط عملکردی میسر است.

1-1- لايەھاي غضروف مفصلي

غضروف مفصلی به سه ناحیه فوقانی⁹, میانی³ و تحتانی⁴ 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 مكانيكي غضروف مفصلي

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 فیبرها نیرویی تحمل نمیکنند و نیرو توسط بخش غیرفیبری (متشکل از 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 مبتنی بر نرخ تغیر شکل و سرعت تغیرات است و به آن رفتار ویسکوالاستیک⁵گفته می شود[10]. هرزاگ و همکارانش نشان دادند که فیبرهای کلاژن نسبت به پروتئوگلیکان ها 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 دوفازی⁶ میشود[13]. براساس این تئوری، جمع تنشهای وارده بر بافت غضروف از رابطه (1) محاسبه میشود.

 $\sigma^{total} = \sigma^s + \sigma^f$

که در آن از اثرات اتلاف انرژی صرفنظر شده است. در این معادله ۶ معرف فاز جامد و f معرف فاز سیال است. این تئوری در مدلهای دینامیکی معتبر بوده و بر مبنای قانون دارسی⁷ تعریف شده است. ماو و همکارانش در تئوری خود نشان دادند که نفوذپذیری⁸ 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 گامگذاری⁹ و گامبرداری¹⁰ 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 محدود¹¹ بهرهگیری شد و با توجه به پیچیدگیهای مدل ماده، شکل هندسی، بارگذاری و قیود از قابلیتهای ویژهای که در نرمافزار آباکوس نسخه¹² 5.1.1 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 تحقيق

(1)

برای ایجاد مدل هندسی نزدیک به آناتومی واقعی در ناحیه مفصلی از 370 تصویر با تشدید مغناطیسی¹³ ثبت شده از مرد 26 سالهای با قد 174 سانتیمتر و وزن 70 کیلوگرم استفاده شد[16]. این تصاویر در برنامه میمیکس نسخه ¹⁴10.01 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 ¹⁵2013 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

⁶₇ Biphasic

⁷ Darcy's low ³ 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

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.

$$\sigma = \begin{cases} \sigma_{\text{Collagen}}, \ \varepsilon > \mathbf{0} \\ \sigma_{\text{Proteoglican}} + \sigma_{\text{Synovial}}, \ \varepsilon < \mathbf{0} \end{cases}$$
(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.

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

که در آن، η ضریب میرایی، E_0 ضریب ثابت فنر خطی، E_2 ضریب ثابت فنر وابسته به کرنش، z کرنش، \dot{s} نرخ کرنش و $\dot{\sigma}$ نرخ تغیرات تنش است. از این میان مقادیر η و E_2 و E_2 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 می گیرد، تنش بر بخش غیرفیبری اتفاق میافتد که متشکل از دو فاز سیال و جامد به صورت رابطه (4) است. $\sigma^{\text{Nonfibrillar}} = \sigma^{\text{s}} + \sigma^{\text{f}}$ (4)

که در آن ۵ 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.

$$\sigma^{s} = -\alpha p l + \lambda_{s} e l + 2\mu_{s} \varepsilon$$
⁽⁵⁾

که در آن lpha نسبت حجمی جامد به سیال، $\lambda_{\rm e}$ و $\mu_{\rm g}$ ضرایب لامهe کرنش حجمی، $m{s}$ تانسور کرنش و I تانسور واحد است، همچنین تنشها در ناحیه سیال از رابطه (6) محاسبه شد.

 $\sigma^{\mathbf{f}}$

بنابراین چنانچه فشار سیال وجود نداشته باشد، به عبارت دیگر غضروف در حالت تعادل استاتیکی قرار بگیرد، تنش ایحاد 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.

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

که در آن $k_{m 0}$ و M ضرایب ماده و $e_{
m s}$ 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

 $k = k_0 \exp(Me_s)$

(6)

(8)



Fig. 1 Shcematic of nonlinear viscoelastic model expressed by Wilson et al.[15] (شکل 1 شماتیک مدل مکانیکی ویسکوالاستیک غیرخطی درنظر گرفته شده توسط

ويلسون و همكاران[15]

(9)

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

 $k = k_0$

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 می کند، نیاز به نوشتن برنامه جداگانهای در نرمافزار آباکوس بود. برای این منظور از زیرروال مواد² به زبان فرترن³ 90 در این نرمافزار استفاده شد. این برنامه بهصورتی تنظیم شد که در هر نقطه گاوسی⁴ 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 میان بافتی مشخص سپس مقادیر تنش معین شود. در صورت کششی بودن نمو زمانی به دو بخش تقسیم می مود که در بخش نخست تغیرات کرنش و در بخش دوم تغیرات تنش محاسبه میشود. این تقسیم بندی نموها با توجه به کوچک درنظر گرفتن سایزهای نمو خللی به دقت تحلیل وارد نمی کند. 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 همسان گرد صفحهای بهره گرفته شد (جدول 2).

برای تحلیل این مدل از آنالیزهای تحکیم خاک⁵ با بهکارگیری تئوری دوفازی در بخش حل گر ضمنی نرمافزار آباکوس استفاده و اثر تغیر شکلها در محاسبات نموی لحاظ شد⁶.

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]

خاصيت	ضريب
مدول الاستیسیته پروتئوگلیکان (لایه فوقانی، میانی، تحتانی) (مگاپاسکال)	0.11, 0.44, 0.84
مدول الاستیسیته ثابت فیبرهای کلاژن (مگاپاسکال)	0.47
مدول الاستیسیته وابسته به کرنش فیبرهای کلاژن (مگاپاسکال)	637
ضريب پواسون	0.42
ضریب میرایی (مگاپاسکال)	947
ضریب نفوذپذیری (m ⁴ /Ns)	1.74e-15
ثابت M	7.1
نسبت حجمی اولیه(<i>e</i> 0)	0.8

2 User material subroutine

³ Intel Company- Santa Clara, CA, USA

⁴Gauss point

⁵ Soil Consolidation ⁶ large displacement

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]

ضريب	خاصيت
20	مدول الاستيسيته محورى (مگاپاسكال)
140	مدول الاستيسيته عرضي (مگاپاسكال)
0.2	ضريب پواسون داخل صفحه
0.3	ضريب پواسون خارج صفحه
57.7	مدول برشی داخل صفحه (MPa)

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)[12].

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]. شكل 2 تابع نيروى اعمالى بر غضروف ران در فاز گامگذارى [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 عمومی¹ بهرهگرفته شد.

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

3- نتايج

1-3 - اعتبارسنجی نتایج

برای بررسی اعتبار شبیه سازی ابتدا استقلال نتایج از تراکم مش بندی سنجیده شد. برای این منظور مش بندی 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 به عنوان مدل عددی جهت انجام شبیه سازی های 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.

2-3 - استخراج نتايج

شكل 4 مدل مش بندى شده

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



Fig. 4 Meshed model

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 درشتنى	24810	61211	
مینیسک	4457	14493	

1 General Contact



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





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

شکل 6 تغیرات 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 بی اثر هستند¹ (شکل 8).

این مقایسه اختلافی با حداکثر خطای 65درصد را بین دو فرضیه نشان مىدھد (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

6.31 7.14 +13	2.68 2.42 -9.7	28.5 29.7 +4	در حالت وابسته به کرنش (مگاپاسکال) در حالت ثابت (مگاپاسکال) خطا (%)
7.14 +13	2.42 -9.7	29.7 +4	در حالت ثابت (مگاپاسکال) خطا (%)
+13	-9.7	+4	خطا (%)
32 MAX Principle Stress (MPa) 32 0 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12 12			Large displacement

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

Gait cycle (%)

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 تغيرات حداكثر تنش اصلى²و نيز فشار سيال ميان بافتي³ با گذشت زمان و در یک سیکل را شامل شد (شکلهای 9، 10)، همچنین مقادیر این دو متغیر در مقاطع مختلف سيكل حركت ثبت شد (جدول هاي 6، 7).



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

³ Pore Pressure

² Maximum Principal Stress

Tat	ole 6 Compa	rison of m	aximum pr	incipal stress
	90	60	30	نسبت پیشروی در سیکل (%)
	6.31	2.68	28.5	پژوهش حاضر (مگاپاسکال)
	9	3.93	35.02	پژوهش هالونن و همکاران (مگاپاسکال)
	-30	-32	-18.5	خطا (%)
	Pore Pressure (MPa)	20	40 Stance ph	Present study Halonen et al. 60 80 100 ase Cycle (%)
			Stance ph	ase Cycle (%)

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

able / Company	on or max	mum pore p	Jessuie
90	60	30	نسبت پیشروی در سیکل (%)
6.89	4.1	10.92	پژوهش حاضر (مگاپاسکال)
6	4	12	پژوهش هالونن و همکاران (مگاپاسکال)
+14.8	+2.5	-9	خطا (%)

برای بررسی محل بروز اضمحلال بافت غضروف مفصلی و پیش،ینی 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 نتیجه گیری

هدف از این مطالعه شبیه سازی نزدیک به آناتومی غضروف مفصل زانو بود. از این رو مدل غیرخطی و وابسته به کرنش ویسکوالاستیک متخلخل دوفازی به صورت ناهمگن برای آن درنظر گرفته شد و در فاز گامگذاری از سیکل حرکت، که بیشترین نیروها به مفصل اعمال می شود، مورد بررسی قرار گرفت. جهت افزایش دقت و با توجه به شکل هندسی منحصر به فرد و غیریکنواخت، استخراج داده های هندسی از مدل بر گرفته 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 مغناطیسی¹ 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 مش بندی شده و شبیهسازی آن به کمک نرمافزار حل گر ضمنی آباکوس صورت گرفت.

از آنجا که افزایش تنش و متعاقب آن حداکثر تنش اصلی بهعنوان یکی از معیارهای گسیختگی² 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 این که شرایط تعریف مدل عددی در این دو پژوهش نزدیک به هم

^{1 -} Magnetic Resonance Imaging (MRI)

^{2 -}Failure theory

بود تنها عامل تغیر بین آن دو را می توان عامل هندسی دانست. این عامل از دو جنبه در تفاوت متغیرهای محاسبه شده مؤثر است. نخست این که 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 می تواند 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 می تواند بر نتایچ مؤثر باشد. در تحقیق هالونن و همکاران مطالعه بر زانوی یک فرد 16 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 شبیه سازی برای بررسی لزوم درنظر گرفتن ضریب نفوذپذیری به صورت 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 به کار رفته کرنش حجمی است می توان 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 می دهد 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 می رسد اثرات آنها را میتوان در شبیه ازی در نظر نگرفت. این امر سبب تعریف معادلات سادهتر و محاسبات سریعتر می شود.

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 غيرخطي در نظر گرفته نشده است([2] ، [7] ، [9]، [11] ، [15] و). فرضي 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 می توان فرض تغیرشکل های کم را معتبر دانست[11] و در برخی دیگر دلیل این فرض شبیه سازی ایستایی دانسته شده است و در آن نویسندگان با استناد به مقادير كم نيرو نتايج شبيهسازى را توجيه كردهاند [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 به عنوان 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 بر آورد شده است (شکل 2). آنچه از بررسی این مطالعات بهدست آمد 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 شبیه سازی های ویسکوالاستیک را به عامل زمان روشن مىسازد. نتايج مطالعه هالونن و همكاران[24] نيز مؤيد 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 نتیجه گیری شد که در صورتی که رفتار مواد ویسکوالاستیک در نظر گرفته نشود، شبیهسازیهای استاتیکی (که نتایح 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 ضخامت¹ و جهات عرضی² اخذ شد (شکلهای (11،10). این کانتورها تغییرات حداکثر تنش اصلی را نشان می دهد؛ به طوری که حداکثر تنش اصلی از بیرونی ترین لایه به سمت لایههای داخلی کاهش می یافت. 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 نتایچ تحقیقات مبتنی بر روشهای آزمایشگاهی نیز هم خوانی دارد. نتایج این تحقیقات بروز آر تروز را در بیرونی ترین لایه غضروف مفصلی محتمل تر می داند[20].

5- مراجع

- 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: Their 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 depthwise 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.

Plan view
 Elevation view

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, Depthdependent 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 depthwise 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.

- [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 straindependent 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.