



مدل سازی و شبیه سازی المان محدود رفتار مکانیکی مفصل زانو در سیکل راه رفتن

بهروز سپهری^{1*}، حجت محمدی اصفهانی²، فرامرز فیروزی³

- 1- دانشیار، گروه مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
 - 2- دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
 - 3- استادیار، گروه بیومکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد، مشهد
- *مشهد، صندوق پستی 9178615649، b_sepehr@mshdiau.ac.ir

چکیده

رفتار مکانیکی غضروف مفصلی تحت تأثیر عوامل متنوعی قرار دارد. توزیع ناهمگن پروتئوگلیکان ها و فیبرهای کلاژن در جهت ضخامت غضروف مفصلی منجر به شکل گیری بافتی با خواص متغیر در جهت عمق می شود. این خواص به طور مستقیم در مقادیر تنش و تغییر شکل ایجاد شده 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 شبیه سازی رفتار آن تحت بار دینامیکی در فاز گام گذاری از سیکل حرکت بود.

مدل المان محدود سه بعدی ایجاد شده شامل غضروف ران، غضروف درشتنی و مینیسک های میانی و جانبی بود و در آن برای بافت های غضروفی، مدل غیرخطی پروویسکوالاستیک همسان گرد و برای مینیسک ها رفتار الاستیک خطی همسان گرد صفحه ای تعریف شد، همچنین غضروف ها به صورت اشباع از سیال در نظر گرفته شدند. نتایج نشان داد که مقدار تنش اصلی در لایه فوقانی دارای بیشترین مقدار بوده و در جهت عمق کاهش می یابد که این امر دلیل بروز آرتروز را در لایه های بیرونی توجیه می کند. همچنین نشان داده شد که تغییرات ضریب نفوذ هیدرولیکی در غضروف مفصلی به عنوان تابعی از کرنش در بارگذاری دینامیکی ناچیز است. نتایج این پژوهش با مطالعات آزمایشگاهی توافقی خوبی نشان داد.

اطلاعات مقاله

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

کلید واژگان:

غضروف مفصلی
مدل سازی اجزاء محدود
بارگذاری دینامیکی
خواص مکانیکی

Modeling and Simulation of Mechanical Behavior in Knee Joint under Gait

Behrooz Sepehri*, Hoojjat 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. Moreover, 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

ترکیب شیمیایی و ساختار مولکولی آن است. ترکیبات غضروف به گونه ای است که سبب ایجاد یک بافت منحصر به فرد با رفتارهای مکانیکی خاص مانند ضربه پذیری بالا، کاهش اثرات تمرکز تنش بر استخوان های متصل به هم و کاهش اصطکاک بین سطوح تماسی مفصل به واسطه فراهم آوردن یک سطح لغزنده بین آن ها می شود. در حالتی که غضروف مفصلی سالم است، می تواند متحمل بارهای سنگینی شود که این امر به سن و سال فرد ارتباطی ندارد، ولی اگر این بافت از عملکرد اصلی خود باز بماند، استخوان ها مستقیماً

غضروف بافتی نرم و متراکم است که معمولاً در انتهای تمام استخوان های بلند دیده می شود. غضروف هایی که در انتهای استخوان های مفصلی وجود دارند به غضروف های مفصلی¹ مشهور هستند. در این پژوهش غضروف های مفصلی در مفصل زانو محور بحث است. به طور کل خواص بیومکانیکی غضروف (مانند سایر بافت ها) متأثر از

¹ Articular cartilage

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 هالون و همکاران[8] مورد استفاده قرار گرفت.

ماو و همکاران در تئوری خود نشان دادند که تخریل 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.

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

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 داری⁷ تعریف شده است. ماو و همکارانش در تئوری خود نشان دادند که نفوذپذیری⁸ غضروف مفصلی به چگالی (تراکم) پروتئوگلیکان و اندازه تخریل پروتئوگلیکان‌ها وابسته است که با تغییر شکل زیاد بافت هر دو عامل تغییر 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 هالون 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 هالون 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 نسخه 6.13.1¹² 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 مغناطیسی¹³ ثبت شده از مرد 26 ساله‌ای با قد 174 سانتی‌متر و وزن 70 کیلوگرم استفاده شد[16]. این تصاویر در برنامه میمیکس نسخه 10.01¹⁴ 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 2013¹⁵ به هندسه حجم‌دار تبدیل شده و به نرم‌افزار آباکوس منتقل شد.

در این پژوهش برای مدل‌سازی غضروف مفصلی و مینیسک دو مدل

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 آرتروز¹ است که به واسطه پارگی، لایه‌لایه‌شدگی و بروز شکاف‌های عمیق در غضروف مفصلی به‌وجود می‌آید و تنها در کشور آمریکا 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 فوقانی²، 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 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 سینوئیل 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 مبنای شبیه‌سازی رفتار غضروف‌های مفصلی را انجام دادند.

غضروف‌های مفصلی مانند بسیاری از مواد نرم دیگر با گذشت زمان خواص متغیری دارند که در آن تغییرات خواص ماده مبتنی بر نرخ تغییر شکل و سرعت تغییرات است و به آن رفتار ویسکوالاستیک⁵ گفته می‌شود[10]. هرزاگ و همکارانش نشان دادند که فیبرهای کلاژن نسبت به پروتئوگلیکان‌ها رفتار

⁶ Biphasic

⁷ Darcy's law

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

¹ Osteoarthritis

² Superficial

³ Middle

⁴ Deep

⁵ Viscoelastic

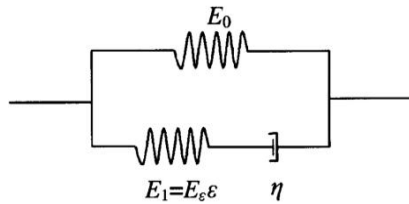


Fig. 1 Schematic of nonlinear viscoelastic model expressed by Wilson et al. [15]

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

در پژوهش حاضر برای بررسی اثر تغییر 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 هالون و همکاران [8] استفاده شد (جدول 1).

با توجه به رفتار متفاوتی که غضروف مفصلی، به واسطه فیبرهای کلاژن، در فشار و کشش تحمل می‌کند، 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 به صورتی تنظیم شد که در هر نقطه گاووسی⁴ 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 میان‌باقی مشخص سپس مقادیر تنش معین شود. در صورت کششی بودن نمو زمانی به دو بخش تقسیم می‌شود که در بخش نخست تغییرات کرنش و در بخش دوم تغییرات تنش محاسبه می‌شود. این تقسیم‌بندی نمودها 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 خاک⁵ با به کارگیری تئوری دوفازی در بخش حل گر ضمنی نرم‌افزار آباکوس استفاده و اثر تغییر شکل‌ها در محاسبات نمودی 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]

خاصیت	ضریب
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
ضریب پواسون	0.42
ضریب میرایی (مگاپاسکال)	947
ضریب نفوذپذیری (m ⁴ /Ns)	1.74e-15
ثابت M	7.1
نسبت حجمی اولیه (e ₀)	0.8

² User material subroutine

³ Intel Company- Santa Clara, CA, USA

⁴ Gauss point

⁵ Soil Consolidation

⁶ large displacement

ماده متفاوت استفاده شد. برای غضروف مفصلی معادله تنش در هر نقطه براساس پژوهش لی 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 سینوئال قرار خواهد گرفت و به صورت رابطه (2) نشان داده می‌شود.

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

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

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

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

که در آن، η ضریب میرایی، E_0 ضریب ثابت فنر خطی، E_ε ضریب ثابت فنر وابسته به کرنش، ε کرنش، $\dot{\varepsilon}$ نرخ کرنش و $\dot{\sigma}$ نرخ تغییرات تنش است. از این میان مقادیر η ، E_0 و E_ε به عنوان مقادیر ثابت ورودی هستند. این رفتار ویسکوالاستیک توسط پژوهشگران دیگری نظیر هالون 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 (سینوئال) است. بر این اساس مقادیر تنش را بر فاز جامد از رابطه (5) به دست آمد.

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

که در آن α نسبت حجمی جامد به سیال، λ_s و μ_s ضرایب لامه¹، e کرنش حجمی، ε تانسور کرنش و I تانسور واحد است. همچنین تنش‌ها در ناحیه سیال از رابطه (6) محاسبه شد.

$$\sigma^f = -p I \quad (6)$$

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 تغییر مکان‌های اجزای جامد را با فرض تراکم‌ناپذیری فازهای جامد و سیال به فشار سیال مرتبط می‌کند که به صورت رابطه (7) نشان داده شده است.

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

که در این رابطه k ضریب نفوذپذیری هیدرولیکی است. Lai و همکارانش نشان دادند که این ضریب در غضروف مفصلی تابعی از کرنش به صورت 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 به عنوان مبنای شبیه‌سازی در مطالعات اوبیتز و همکاران [17]، بوشمن و همکاران [18]، واردن و همکاران [19] و هالون و همکاران [8] استفاده شده است.

¹ Lamé

- 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 بهره گرفته 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

1-3- اعتبارسنجی نتایج

برای بررسی اعتبار شبیه‌سازی ابتدا استقلال نتایج از تراکم مش‌بندی سنجیده شد. برای این منظور مش‌بندی طی چند مرحله با نسبت 150 درصد متراکم شده و نتایج تحلیل برای حداکثر تنش اصلی مقایسه گردید (جدول 3). حداکثر اختلاف پاسخ‌ها در این دو تراکم 8 درصد 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 20 درصد است. نزدیکی نتایج در این مقایسه تا حد مناسبی صحت فرضیات را نشان داد.

2-3- استخراج نتایج

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

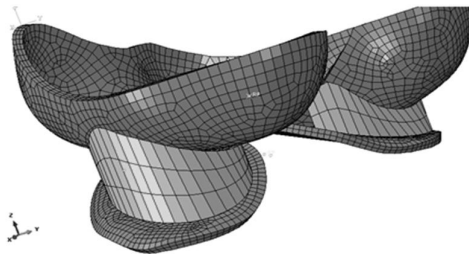


Fig. 4 Meshed model

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	تعداد گره
	مش‌بندی درشت	مش‌بندی ریز
غضروف ران	67792	160488
غضروف درشت‌نی	24810	61211
مینیسک	4457	14493

¹ General Contact

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 تغییرات نیرو با گذشت زمان برای غضروف ران استفاده شد. این تغییرات 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 تغییرات زاویه غضروف ران در سیکل حرکت از نتیجه پژوهش صورت گرفته توسط کوزانک و همکاران استخراج شد (شکل 3) [21].

تعیین بارگذاری و شرط مرزی اول با تعریف نقطه مرجعی در مرکز جرم غضروف ران صورت پذیرفت. شرط مرزی دوم گیردار در نظر 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.

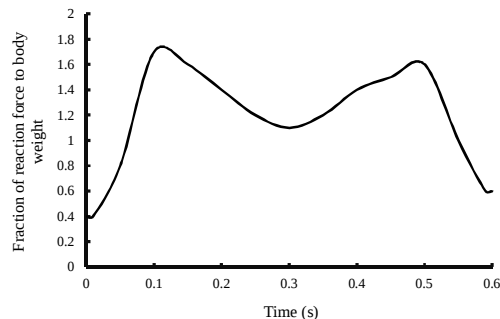


Fig. 2 Reaction forces at the femoral cartilage during stance phase [20]. شکل 2 تابع نیروی اعمالی بر غضروف ران در فاز گام‌گذاری [20].

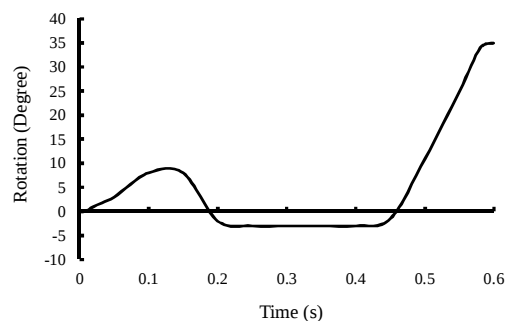


Fig. 3 Rotation at femoral cartilage during stance phase introduced in the model [21]

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

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

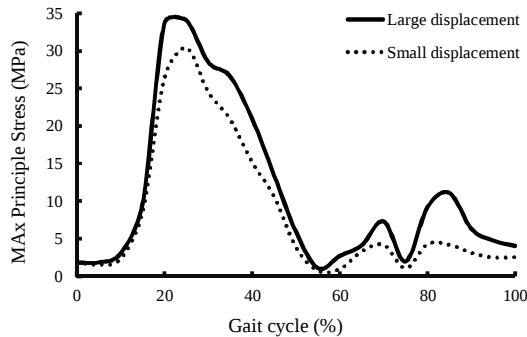


Fig. 8 Maximum principal stress in large displacement in comparison with small displacement one

شکل 8 تغییرات حداکثر تنش اصلی با فرض تغییر شکل‌های زیاد در مقایسه با تغییر 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 تغییرات حداکثر تنش اصلی² و نیز فشار سیال میان بافتی³ با گذشت زمان و در یک سیکل را شامل شد (شکل‌های 9 و 10)، همچنین مقادیر این دو متغیر در مقاطع مختلف سیکل حرکت ثبت شد (جدول‌های 6، 7).

جدول 5 مقایسه فرض تغییر شکل‌های زیاد و کم

Table 5 Comparison of maximum principal stress

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

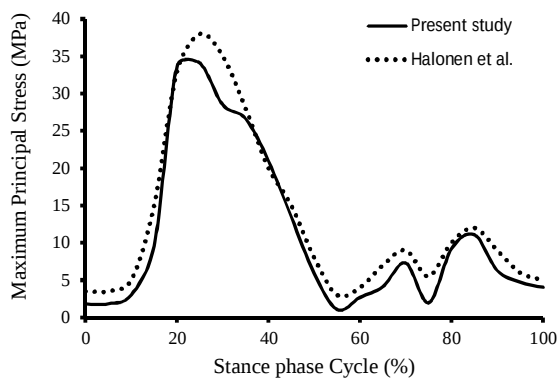
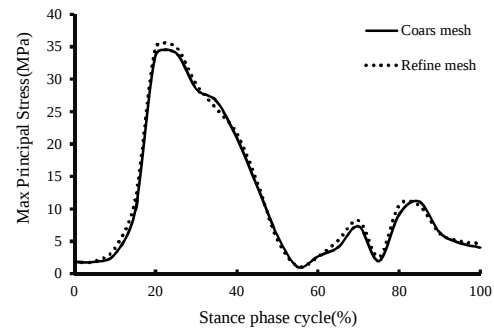

 Fig. 9 Maximum pore pressure variation in the stance phase cycle
 شکل 9 تغییرات حداکثر تنش اصلی در فاز گام‌گذاری از سیکل گام‌گذاری حرکت


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

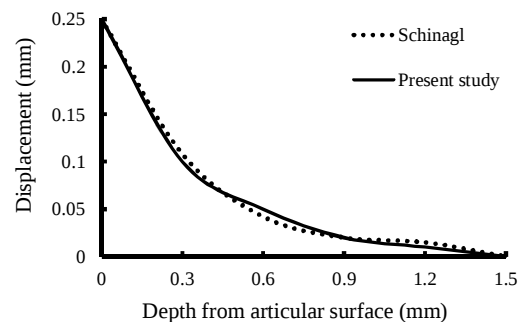


Fig. 6 Experimental and computational displacements in the femoral cartilage through thickness

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

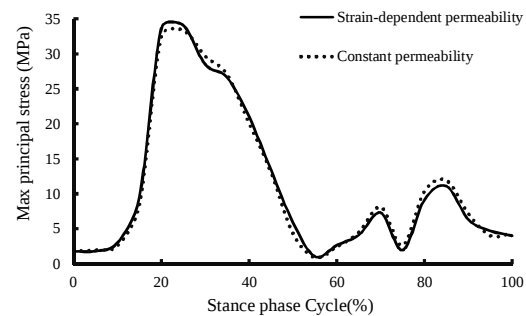


Fig. 7 Comparison of strain-dependent permeability and the constant one on simulation

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 13 درصدی را بین دو مدل نشان داد (جدول 3). همچنین در تحلیل دیگری برای بررسی وابستگی تحلیل به تغییر شکل، تغییرات هندسی در فرآیند حل درنظر گرفته نشد و فرض شد تغییر شکل‌ها در محدوده کوچک قرار داشته و در فرآیند تحلیل بی‌اثر هستند¹ (شکل 8). این مقایسه اختلافی با حداکثر خطای 65 درصد را بین دو فرضیه نشان می‌دهد (جدول 5).

² Maximum Principal Stress

³ Pore Pressure

¹ Small deformation

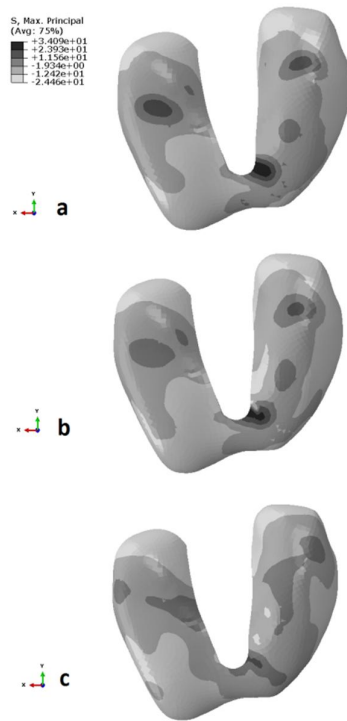


Fig.12 Maximum principal stress distribution in femoral cartilage: a) superficial b) middle c) deep (MPa)

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 در نظر گرفتن اثرات فشار سیال بر بخش غیرفیبری غضروف مفصلی در نظر 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 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 آرترو مؤثر دانسته شده (فردریکو و همکاران[23]، دانزلی و همکاران[16] و ویلسون و همکاران[15]) در این مطالعه بیشتر به بررسی تغییرات 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 8، 9). این مقایسه ضمن این که مقادیر و تغییرات مشابهی را نشان داد بیانگر اختلافاتی نیز بود. با توجه به این که شرایط تعریف مدل عددی در این دو پژوهش نزدیک به هم

جدول 6 مقایسه تغییرات 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

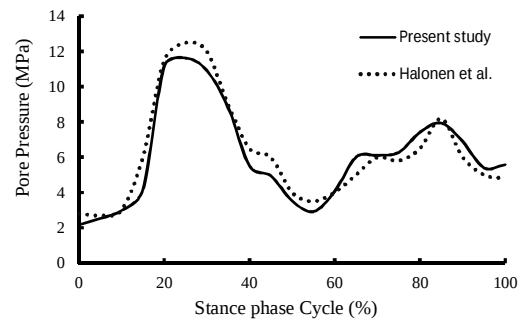


Fig. 10 Maximum pore pressure variation in the stance phase cycle
شکل 10 تغییرات فشار میان بافتی حداکثر در فاز گام‌گذاری از سیکل حرکت

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 11، 12).

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 در نظر 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 تغییرات حداکثر تنش اصلی در راستای ضخامت غضروف ران زمانی که بیشترین مقدار در سیکل بارگذاری اعمال می‌شود (مگاپاسکال)

1 - Magnetic Resonance Imaging (MRI)

2 - Failure theory

بود تنها عامل تغییر بین آن دو را می‌توان 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 می‌تواند سبب بروز اختلافات هندسی شود. به عنوان نمونه در تحقیق حاضر تعداد 370 تصویر مورد استفاده قرار گرفت در حالی که اطلاعاتی از تعداد تصویر استفاده شده در مطالعه هالون و همکاران در دست نیست. از سوی دیگر تفاوت در آناتومی و هندسه افراد مختلف می‌تواند بر نتایج مؤثر باشد. در تحقیق هالون 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 در نظر گرفتن ضریب نفوذپذیری به صورت وابسته به کرنش بررسی شد. نتایج تغییرات 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 می‌توان نتیجه گرفت که اثرات کرنش حجمی کم است.

در حدود 80 درصد از حجم غضروف از مایع سینوویال با خواص شبیه به آب اشباع شده است که مانند آب تراکم‌ناپذیر است [14]. از سوی دیگر از 20 درصد حجم باقی‌مانده در حدود 7 درصد 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 13 درصد حجم را اشغال کرده‌اند. با توجه به حداکثر کرنش 10 درصدی 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 در نظر 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 تغییر شکل‌های 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 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 برآورد شده است (شکل 2). آن‌چه از بررسی این مطالعات به دست آمد این بود که نویسندگان اثرات خواص ویسکوالاستیک را در بافت‌های غضروبی در نظر نگرفته‌اند. یکی از خاصیت‌های رفتار ویسکوالاستیک اثر خزش یا افزایش تغییر مکان (و کرنش) با گذشت زمان با وجود ثابت بودن نیرو است. در مواد ویسکوالاستیک، مانند غضروف مفصلی، تنها به شرطی می‌توان از اثرات افزایش تغییر مکان (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 هالون و همکاران [24] نیز مؤید این مطلب بود. آن‌ها در تحقیق خود نشان دادند که حداکثر کرنش در حالت ایستا تا حدود 50 درصد و در سیکل حرکت کمتر از 10 درصد 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 در نظر 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 در نظر 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 در نظر گرفتن تغییر شکل‌های کم در نظر گرفته و نتایج آن برای حداکثر تنش اصلی نشان داده شد (شکل 8). مقایسه نشان داد که بین دو مدل تا 65 درصد تغییرات وجود دارد؛ بنابراین شبیه‌سازی دوم با در نظر گرفتن تغییر شکل‌های کم معتبر نیست.

برای بررسی تغییرات تنش در راستای ضخامت کانتورهایی از تغییرات حداکثر تنش اصلی در راستای ضخامت¹ و جهات عرضی² اخذ شد (شکل‌های 11، 10). 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 هالون 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: 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. Atrashian, 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

- 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.
- [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.