



The Effect of Off-Loading Insoles for Control of Knee Meniscus Tear

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Hashemi A.¹,
Rostami M.^{1*},
Jamshidi N.²,

How to cite this article

Hashemi A, Rostami M, Jamshidi N,
, The Effect of off-Loading Insoles for
Control of Knee Meniscus Tear.
Modares Mechanical Engineering;
2024;24(04):239-249.

¹ Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

² Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

*Correspondence

Address: Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.
rostami@aut.ac.ir

Article History

Received: February 23, 2024

Accepted: July 31, 2024

ePublished: August 12, 2024

ABSTRACT

Meniscus tears, a prevalent knee joint injury, can significantly hinder joint functionality. Thus, the control of meniscus tears holds significant importance in preserving the joint's regular functionality. A non-invasive approach involves the recommendation of off-loading insoles; which therapists often prescribe based on their clinical experience. Based on the variety of meniscus tear types, it is essential to assess the effectiveness of different insoles when interacting with these distinct tears. This evaluation can be achieved through biomechanical investigations. To address this requirement, the present study utilized medical imaging to establish the precise lower limb geometry. To refine the acquired geometry, both longitudinal and radial tears were applied to the meniscus's geometry. The subsequent phase entails reconstructing the design of three off-loading insole models currently available in the Iranian market. The outcomes of these models demonstrate that the three-layer insole without honeycombs leads to a stress reduction of 1.1% at the apex of the radial tear. When dealing with a longitudinal tear situated on the inner meniscus, the application of a three-layer insole equipped with a honeycomb structure results in a 15% stress reduction. Utilizing a single-layer silicone insole results in an 8% decrease in stress on the external meniscus during longitudinal tears. Hence, the three-layer insole incorporating a honeycomb design is effective for managing longitudinal tears on the inner meniscus. Moreover, the research outcomes indicate that, when comparing the two tear types, longitudinal tears carry a greater risk than radial tears, exhibiting an increased likelihood of worsening.

Keywords Knee Biomechanics, Meniscus Tear, Longitudinal Tear, Radial Tear, Off-Loading Insole

CITATION LINKS

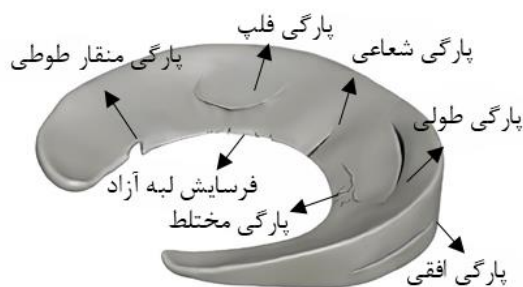
1- Double-elevating osteotomy of tibiae in the treatment of 2- Basic Biomechanics, 8e. 3- Rs143383 in the growth differentiation factor 5 (GDF5) gene 4- A finite element study of stress distributions in 5- What if we prevent obesity? Risk reduction in 6- Magnetic resonance imaging (MRI) of the knee: Identification of 7- Continuous meniscal suture in radial meniscal tear 8- Illustrative review of knee meniscal tear patterns, repair and 9- Strength of interference screw fixation of 10- Finite element analysis of the effect of meniscal tears and 11- Short-term clinical outcomes of 42 cases of 12- Virtually optimized insoles for offloading the diabetic foot 13- Functional gradient structural design of customized diabetic insoles. 14- Design and 3D printing of adjustable modulus porous structures for 15- Assessment of stresses at the lower extremity joints wearing 16- Influence of insole slope on bone joint stress, foot bone stress, and 17- Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention 18- Predicting meniscal tear stability across knee-joint flexion using 19- Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing 20- Contributions on the modeling and simulation of the human knee joint with 21- Functionalized multi-walled carbon nanotubes and 22- Evaluation and optimization of footwear comfort parameters using 23- Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in 24- Model for in-vivo estimation of stiffness of tibiofemoral joint using 25- Finite element analysis of the lumbar spine in 26- Finite element modeling of human knee joint - meniscus under 27- Three-dimensional finite-element analysis of aggravating medial meniscus tears on 28- The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on 29- Biomechanical effect of longitudinal meniscal tear with or without 30- The biomechanical changes of load distribution with 31- Evaluation of maximum principal stress, von mises stress, and 32- Isotropic failure criteria are not appropriate for

اثر کفی‌های آف-لودینگ برای کنترل پارگی مینیسک زانو

علی هاشمی^۱، مصطفی رستمی^{۱*}، نیما جمشیدی^۲

^۱ دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

^۲ گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران



شکل ۱) انواع پارگی‌های مینیسک [9]

می‌کنند. یکی از آسیب‌های شناخته‌شده مفصل زانو، پارگی مینیسک‌های آن است که می‌تواند کارکرد طبیعی این مفصل را مختل کند [3-5]. پارگی یک حالت غیرطبیعی به شکل ناپیوستگی در پیکره مینیسک است که از درون تا سطح آن گسترش می‌یابد [6]. پارگی ممکن است منجر به افزایش مقدار و تغییر در توزیع تنش مکانیکی در مینیسک و سطوح مفصلی پیرامونی آن شود [7]. عوامل مختلفی سبب پارگی مینیسک می‌شوند و این پارگی‌ها دارای ظواهر مختلفی هستند. علاوه بر آن محل وقوع پارگی‌ها نیز متغیر است و امکان دارد در نواحی مختلفی از پیکره مینیسک رخ دهند. با این حال، این پارگی‌ها بر اساس شکل ظاهری و محل وقوع آن‌ها در مینیسک، قابل طبقه‌بندی هستند [6,8,9]. پارگی شعاعی مینیسک عموماً در فصل مشترک بخش میانی و یک سوم خلفی مینیسک اتفاق می‌افتد و می‌تواند گسترش پیدا کند [10]. پارگی مینیسک ممکن است طولی باشد و از قسمت خلفی تا قدامی گسترش پیدا کرده باشد و ۵۰ تا ۶۵٪ طول مینیسک را در بر بگیرد [11]. انواع پارگی مینیسک شامل پارگی طولی، شعاعی، منقار طوطی، فلپ، دسته سطلی و مختلط می‌باشد که در شکل ۱ به تصویر کشیده شده‌اند.

به‌طور کلی به منظور تحلیل بیومکانیک مفصل زانو محققان از دو روش استفاده می‌کنند. روش‌های تجربی که شامل مطالعه زانوی اجساد است و یا روش‌های نظری که همان مدل‌سازی‌ها و شبیه‌سازی‌های عددی را شامل می‌شود. اندازه‌گیری مستقیم نیروهای درونی مفاصل در مطالعات تجربی، دشوار است و از نظر اقتصادی نیز مقرون به صرفه نیست. از این رو محققان اقدام به شبیه‌سازی مفاصل و اعتبارسنجی مدل‌ها با آزمایش‌های تجربی می‌کنند تا از این طریق نحوه تعامل و عملکرد اجزای مفصل را برای حالات مختلف بررسی نمایند.

در سال ۲۰۱۷ تلفر و همکاران [12] به مطالعه اثر کفی بهینه‌شده برای تحمل بار در پای دیابتی پرداختند. بر اساس نتایج این مطالعه می‌توان گفت که استفاده از رویکردهای بهینه‌سازی در فرایند طراحی کفی می‌تواند بهبود عملکرد در توزیع فشار را برای کفی‌های بهینه‌شده در مقایسه با کفی‌های تولیدشده با روش‌های استاندارد در پی داشته باشد. تانگ و همکاران [13] و ما و همکاران [14] در سال

چکیده یکی از آسیب‌های مفصل زانو، پارگی مینیسک‌های آن است که کارکرد طبیعی این مفصل را مختل می‌کند. لذا، کنترل پارگی مینیسک به منظور حفظ عملکرد طبیعی این مفصل از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از رویکردهای غیرتهاجمی، توصیه به استفاده از کفی‌های آف-لودینگ است که تجویز این کفی‌ها غالباً بر اساس تجربه درمانگر صورت می‌گیرد. با توجه به انواع مختلف پارگی‌های مینیسک، این نیاز وجود دارد تا از مسیر بررسی‌های بیومکانیکی، اثر مداخله‌ای کفی‌های مختلف در تعامل با انواع پارگی‌ها ارزیابی شود. در راستای همین نیاز، در این پژوهش به کمک تصاویر پزشکی هندسه‌ای کامل از اندام تحتانی استخراج گردید. برای مناسب‌سازی هندسه به دست آمده، دو نوع پارگی شامل پارگی طولی و شعاعی بر هندسه مینیسک اعمال شد. در گام بعد، پیکربندی سه مدل کفی آف-لودینگ موجود در بازار ایران بازسازی شد. نتایج این مدل‌ها نشان می‌دهند که کفی سه لایه بدون لانه زنبوری در پارگی شعاعی، کاهش ۱/۱٪ تنش را در راس پارگی شعاعی به همراه دارد. به کارگیری کفی تک لایه سیلیکونی سبب کاهش ۸٪ تنش در مینیسک خارجی در پارگی طولی می‌شود. برای پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی با استفاده از کفی سه لایه با لانه زنبوری تا میزان ۱۵٪ از مقدار تنش کاسته می‌شود. لذا کفی سه لایه با لانه زنبوری را می‌توان به عنوان کفی‌ای مناسب برای کنترل پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی دانست. همچنین بر اساس یافته‌های مطالعه و در مقایسه بین دو نوع پارگی، پارگی طولی نسبت به پارگی شعاعی خطرناک‌تر بوده و از احتمال گسترش بالاتری برخوردار است.

کلیدواژه‌ها: بیومکانیک مفصل زانو، پارگی مینیسک، پارگی طولی، پارگی شعاعی، کفی آف-لودینگ

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۲/۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۵/۱۰

* نویسنده مسئول: rostami@aut.ac.ir

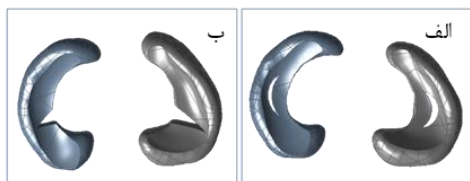
۱- مقدمه

مفصل زانو یکی از پیچیده‌ترین مفاصل سینوویال بدن است و به همراه لیگامان‌ها در یک کپسول مفصلی قرار دارند که نقش اساسی آن در کمک به حرکت و تأمین پایداری استاتیکی است. به‌طور کلی مفصل زانو سبب انتقال بارهای مکانیکی میان سه استخوان فمور، تیبیا و فیبولا می‌شود و بارهای وارده از طرف زمین را جذب می‌کند و قسمت‌های عملکردی مفصل زانو بشدت در معرض صدمات قرار دارند [1]. مفصل زانو بیش از هر مفصل دیگری در بدن مستعد آسیب است و این به خاطر نیروهای زیادی است که این مفصل باید تحمل کند [2].

فعالیت‌های شدید فیزیکی مانند فعالیت‌های ورزشی و همچنین افزایش وزن و سن نقش مهمی را در بیماری‌های مفصل زانو ایفا



شکل ۲) هندسه‌های استخراج شده از تصاویر پزشکی برای استخوان‌های اندام تحتانی



شکل ۳) هندسه ایجاد شده از مینیسک دارای پارگی. (الف) پارگی طولی، (ب) پارگی شعاعی

انتخاب محدوده‌های مورد نظر به کمک ابزار حد آستانه، مدل مسئله ساخته شد. این مدل شامل استخوان‌ها و غضروف‌های فمور و تیبیا، تمام استخوان‌های کف پا و مینیسک‌های داخلی و خارجی بود. مدل به دست آمده در این مرحله فاقد حجم بوده و به بیانی دیگر ابر نقاط از کل مدل است و برای تبدیل این پوسته به حجم از نرم‌افزار جئومجیک استفاده شد. در ادامه، این اجزا برای ایجاد یک مدل اجزای محدود در کنار یکدیگر قرار گرفتند. هندسه‌های استخراج شده از تصاویر پزشکی برای استخوان‌های اندام تحتانی در شکل ۲ به تصویر کشیده شده است.

لازم به ذکر است که هندسه اولیه مینیسک کاملاً سالم بوده است؛ لذا برای این که هندسه مینیسک برای هدف این پژوهش مناسب باشد، دو نوع پارگی مختلف تحت عناوین پارگی طولی و پارگی شعاعی به کمک نرم‌افزار تری-متیک بر هندسه مینیسک اعمال شد. هندسه ایجاد شده از مینیسک دارای پارگی‌های طولی و شعاعی در شکل ۳ به نمایش درآمده است.

با تحقیقات میدانی سه کفی آف-لودینگ تولید شده برای افراد دیابتی و موجود در بازار تهیه شد. با استفاده از اسکنر سه‌بعدی غیر تماسی-اپتیکال، اسکن کفی‌ها انجام شد و خروجی اسکن سه‌بعدی کفی‌ها به شکل ابر نقاط با فرمت اس‌تی‌ال (STL) دریافت شد. شکل هندسی دقیق کفی‌ها با فراخوانی ابر نقاط آن‌ها در نرم‌افزار سالیدورکس بازسازی شد. هندسه بازسازی شده برای سه کفی مطالعه شده در این پژوهش در شکل ۴ به تصویر کشیده شده است. پس از آن با آماده بودن هندسه‌های مسئله، به بررسی تاثیر این سه مدل کفی بر روی دو مدل پارگی شایع مینیسک زانو پرداخته شد.

۲۰۱۹ به طراحی کفی‌های شخصی‌سازی شده متخلخل تنظیم‌پذیر برای پای دیابتی پرداختند. از آنجا که تنش تماسی بین پا و کفی مولفه‌ای مهم در ایجاد زخم است، طراحی‌هایی با مدول تنظیم‌پذیر برای کاربردهایی مانند کفی پای دیابتی ضرورت پیدا کرده است. اما تنظیم مدول الاستیک در مناطق خاصی از کفی با انتخاب مواد به‌سختی حاصل می‌شود؛ بنابراین، واحدهای ساختاری متخلخل می‌توانند برای ساخت چنین کفی‌هایی با استفاده از فناوری چاپ سه‌بعدی استفاده شوند. در سال ۲۰۱۷ پارک و همکاران^[15] و در سال ۲۰۱۹ چانتراپانیچ و همکاران^[16] به ارزیابی تنش در اتصالات اندام تحتانی اشخاصی پرداختند که کفی‌های گوه‌ای پوشیده‌اند. مشخص شده است که کفی‌های گوه‌ای، هم در کاهش سرعت پیشرفت آرتروز زانو و هم در کاهش درد در زانو مؤثر است و شیب داخل کفی منجر به تغییر تنش در مفاصل و استخوان‌های مختلف شده است. تلاش‌های پژوهشی مختلفی برای بررسی تاثیر کفی‌های جانبی گوه‌ای بر روی آرتروز زانو انجام شده است. سال ۲۰۱۳ در یک مطالعه المان محدود لئو و همکاران^[17] به بررسی تنش وارد بر زانو برای سه مدل مختلف پرداختند. یکی از مدل‌ها شامل کفی بود اما دو مدل دیگر بدون وجود کفی ایجاد شد. برای هر دو کفی گوه‌دار، کاهش قابل ملاحظه‌ای در تنش فن میسز و نیروی تماسی در ناحیه غضروف استخوان فمور و مینیسک داخلی پیش‌بینی شد که بیانگر کارآمدی کفی‌های جانبی گوه‌ای است. بر همین اساس، انتخاب کفی مناسب به عنوان یکی از عوامل تاثیرگذار بر نحوه توزیع تنش در مینیسک، همواره در کانون توجهات متخصصان درمانی قرار داشته است.

کدگی و همکاران^[18] در سال ۲۰۱۷ مطالعه را به منظور بررسی اثر انواع پارگی‌ها بر توزیع تنش مینیسک انجام دادند. در این مطالعه تاثیر دو نوع پارگی طولی و شعاعی در سه موقعیت مکانی مختلف تحت ارزیابی قرار گرفت. نتایج حاکی از آن بود که توزیع تنش در سطح درونی و بیرونی پارگی طولی به محل قرارگیری پارگی وابستگی دارد. به همین منظور ضروری است تا با بهره‌گیری از شبیه‌سازی‌های کامپیوتری، اثر گروهی از کفی‌ها بر مینیسک دارای پارگی‌های مختلف بررسی شود و بر اساس نتایجی که حاصل خواهد شد، کفی‌ای مناسب برای کنترل و درمان پارگی‌های مختلف معرفی شود. بنابراین با معرفی کفی مناسب، در وهله اول از تشدید آسیب و گسترش پارگی به علت استفاده از کفی‌های نامناسب جلوگیری خواهیم کرد و در گام بعدی می‌توان روند درمانی را سرعت بخشید.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- هندسه‌های استفاده شده در مسئله

برای ساخت هندسه مسئله از تصاویر سی‌تی‌اسکن یک جوان ۲۴ ساله، بدون هیچ‌گونه بیماری استفاده شد. پس از دریافت تصاویر، در ابتدا تصاویر پزشکی وارد نرم‌افزار میمیکس شدند و پس از

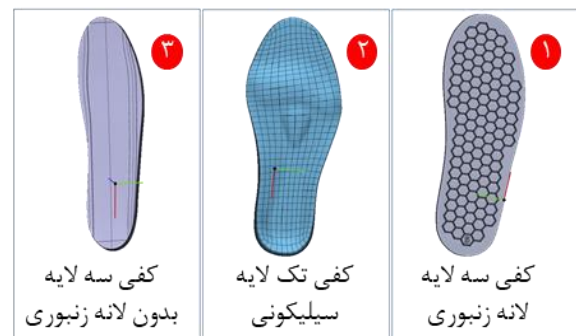
۲-۲- خواص مکانیکی و شرایط مرزی

جنس و ترتیب لایه‌های کفی بر اساس مطالعه قاسمی و همکاران^[19] انتخاب شده است که بهترین نحوه قرارگیری جنس لایه‌ها برای کفی سه لایه را به ترتیب پلاستوزت، سیلیکون و اتیلن ونیل استات از بالا به پایین پیشنهاد کرده است. همچنین برای کفی تک لایه جنس سیلیکونی را در نظر گرفته است^[19].

برای تعریف خواص مکانیکی و اختصاص آن به محدوده مورد نظر از قسمت خاصیت‌ها در نرم‌افزار انسیس استفاده می‌کنیم. چنانچه ماده مورد نظر، یک ماده الاستیک خطی باشد، صرفاً با تعریف دو مشخصه می‌توان رفتار آن را توصیف کرد. در همین راستا با اختصاص سفتی و ضریب پواسون ماده در نرم‌افزار می‌توان رفتار این مواد را تعریف نمود و تحت بارگذاری وضعیت تنش-کرنش آن‌ها را مشاهده کرد. تمامی اجزای حاضر در این پژوهش، الاستیک خطی فرض گردیدند که مدول الاستیک و ضریب پواسون برای آن‌ها در این پژوهش در جدول ۱ فهرست شده‌اند.

پس از پایان مراحل مدلسازی سه‌بعدی، تحلیل اجزای محدود مسئله در مازول استاتیک استراکچرال نرم افزار انسیس انجام گرفت. به منظور شبیه‌سازی بارگذاری، باری فشاری و رو به پایین بر سر استخوان فمور اعمال شد. در هنگام بارگذاری زانو در حالت فلکشن صفر درجه در نظر گرفته شده است^[19-23]. نمایی از نحوه بارگذاری در محیط نرم‌افزار انسیس در شکل ۵ به نمایش در آمده است. همچنین لایه زیرین کفی‌ها، تمام درجات آزادی بسته شدند و پایین کفی در تمام مدل‌ها کاملاً مقید قلمداد شده است.

با توجه به مدل آناتومیکی، استخوان‌ها، لایه‌های غضروف، مینیسک‌ها، بافت نرم و سایر اجزا تحت بارگذاری از یکدیگر جدا نمی‌شوند و فاصله‌ای میان آن‌ها به وجود نمی‌آید، از این رو تنظیمات تماس بین آن‌ها به صورت تماس محکم در نظر گرفته شد^[24,25].



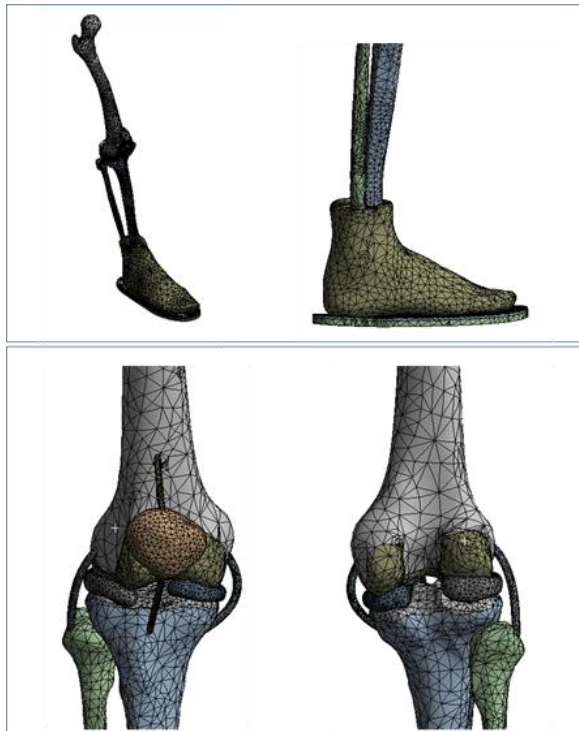
شکل ۴) هندسه بازسازی شده برای سه نوع کفی مطالعه شده در این پژوهش

جدول ۱) خواص مواد اجزای حاضر در مدل اجزای محدود

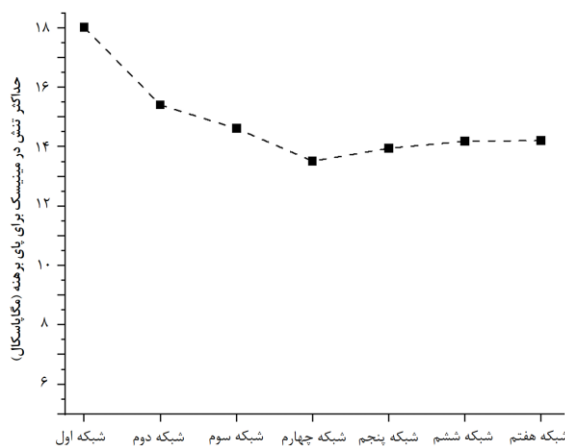
مرجع	جز	مدول الاستیک (مگاپاسکال)	ضریب پواسون
[20]	فمور	۱۸۶۰۰	۰/۳
	تیبیا	۱۲۵۰۰	۰/۳
[4]	فیبول	۱۷۰۰۰	۰/۲۴
[21]	کشک	۱۶۰۰	۰/۳
[20]	غضروف مفصلی زانو	۱۲	۰/۴۶
	مینیسک	۵۹	۰/۴۹
[4]	لیگامنت های زانو	۳۴۵	۰/۴
[22]	ای وی ای (EVA)	۲۵	۰/۴۸
	سیلیکون	۱/۵۵	۰/۴۸
	پلاستوزت	۰/۴۵	۰/۳۸



شکل ۵) نمایی از نحوه بارگذاری در محیط نرم‌افزار انسیس



شکل ۶) نمونه‌ای از یک شبکه محاسباتی ایجاد شده در نرم افزار انسیس در پژوهش کنونی



شکل ۷) نمودار نتیجه استخراج شده برای حداکثر تنش فن میسر برای شبکه‌های محاسباتی مختلف

همچنین بر اساس میانگین تنش در محل راس پارگی به این نتیجه دست یافتیم که پارگی طولی نسبت به پارگی شعاعی خطرناک‌تر است و در محل راس پارگی‌هایش میانگین تنش بالاتری را در مقایسه با پارگی شعاعی دارد که این جمع‌بندی نیز در راستای برون‌دادهای مطالعه پنا و همکاران است [10].

در کفی، یافته‌های این مطالعه مطابقت بسیار خوبی با نتایج مطالعه قاسمی و همکاران [19] داشت که بیشترین تنش فن میسر در لایه سلیکونی ۱/۲ مگاپاسکال بود که در این مطالعه برای لایه سلیکونی کفی ۱ این پارامتر برابر با ۱/۲۸ مگاپاسکال به دست آمده است که تنها اختلافی ۶٪ را بیان می‌کند. همچنین مقدار کرنش در مطالعه قاسمی و همکاران برابر با ۰/۵ گزارش شده است که این

۳-۲- رویکردهای عددی و اعتبارسنجی

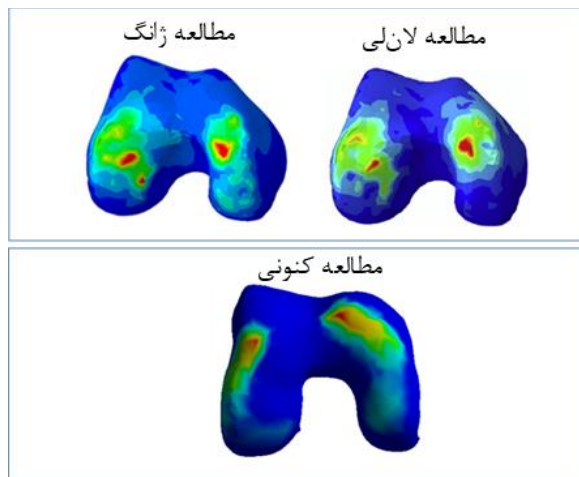
در این قسمت به نحوه پیاده‌سازی مدل پرداخته می‌شود و روند رسیدن به استقلال نتایج از شبکه محاسباتی بررسی می‌گردد. در انتها نیز نتایج به دست آمده با مطالعات مشابه اعتبارسنجی می‌گردد. ایجاد یک شبکه مناسب اساس هر شبیه‌سازی است. شبکه در صحت پاسخ‌های شبیه‌سازی تأثیر بسزایی دارد. نرم‌افزار انسیس قابلیت تولید شبکه مناسب برای شبیه‌سازی انواع مسائل مکانیکی را به صورت کارآمد داراست. به همین منظور برای تولید شبکه محاسباتی در این پژوهش از قابلیت‌های خود نرم‌افزار انسیس کمک گرفته شد و شبکه‌ای محاسباتی بر اساس فیزیک مسئله تولید شد. نرم‌افزار انسیس این ویژگی را دارد تا به صورت خودکار در مکان‌هایی که نیاز به شبکه‌های ریزتری است، شبکه را کوچک‌تر کند و کیفیت مش را در آن مناطق افزایش دهد. نمونه‌ای از یک شبکه محاسباتی ایجاد شده در نرم‌افزار انسیس در پژوهش کنونی در شکل ۶ به نمایش درآمده است.

۳-۲-۱- تولید شبکه محاسباتی و مطالعه استقلال نتایج از شبکه محاسباتی

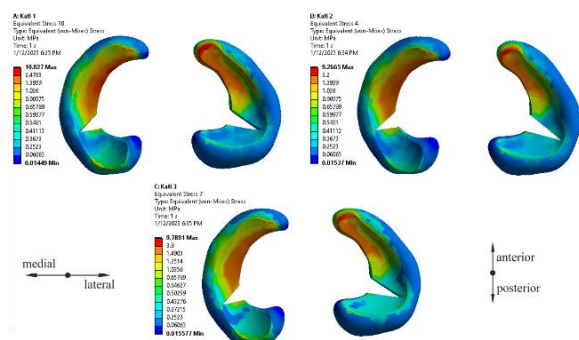
برای بررسی اعتبار نتایج حاصل از شبیه‌سازی، در گام اول ضرورت دارد تا استقلال نتایج از تعداد المان‌های حاضر در شبکه محاسباتی سنجیده شود. به این منظور تعداد المان‌های شبکه، طی چند مرحله با نسبت ۲٪ متراکم گشت و نتایج تحلیل برای حداکثر تنش فن میسر در کل مجموعه و مینیسک برای شبکه‌های محاسباتی مختلف با یکدیگر مقایسه گردید. بیشینه اختلاف پاسخ‌ها در دو تراکم متوالی به ترتیب ۲/۵٪ و ۳/۷٪ به دست آمد و از معیار خطای ۵٪ جهت رسیدن استقلال جواب از شبکه محاسباتی مدنظر قرار گرفت؛ بنابراین برای کاستن از هزینه محاسباتی و انتخاب زمان بهینه برای انجام محاسبات نرم‌افزاری، شبکه محاسباتی با ۷۱۵۳۹۰ المان جهت پیاده‌سازی شبیه‌سازی‌های تکمیلی انتخاب شد. در شکل ۷ نمودار نتیجه استخراج شده برای حداکثر تنش فن میسر بر حسب تعداد المان‌های شبکه محاسباتی به تصویر کشیده شده است که نمایانگر روند رسیدن به استقلال از شبکه محاسباتی و میل جواب شبیه‌سازی به عددی مشخص است.

۳-۲-۲- اعتبارسنجی و صحت‌سنجی نتایج

به طور کلی در این پژوهش به این نکته رسیدیم که وضعیت مینیسک داخلی در مقایسه با مینیسک خارجی بحرانی‌تر است و این مینیسک میزان تنش‌های بالاتری را تجربه می‌کند که این یافته کلی در تطابق با نتایج گزارش شده در مطالعات کومار و همکاران [26]، لان‌لی و همکاران [27] و دونگ و همکاران [28] است. از دیدگاه محل وقوع تنش‌های بیشینه، نتایج مشابه با مطالعه مرادی و همکاران [29] بود که یکی از مکان‌های وقوع تنش حداکثری را لبه قدامی مینیسک خارجی پیش‌بینی کرده بود که در کار حاضر نیز حداکثر تنش در این محدوده رخ داده است.



شکل ۸) مقایسه نحوه توزیع تنش در لایه غضروفی کندیل‌های فمور میان سه مطالعه لانلی^[27]، مطالعه ژانگ^[30] و مطالعه کنونی



شکل ۹) توزیع تنش فن میسر بر روی سطح پروگزیمال مینیسک‌های داخلی و خارجی دارای پارگی شعاعی

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که مینیسک داخلی بیشتر درگیر آسیب خواهد شد. در یک بررسی دقیق‌تر از توزیع تنش در هر سه نوع کفی، تنش‌هایی با مقادیر بالاتر در نزدیکی راس پارگی مینیسک داخلی بر بافت مینیسک وارد شده‌اند. بنابراین با توجه به این موضوع که معیار تنش فن میسر، ملاکی کارآمد در پیش‌بینی تسلیم یا تخریب مواد است، می‌توان این‌گونه اظهار داشت که گسترش پارگی در راس بریدگی مینیسک داخلی به علت حضور تنش‌هایی با مقادیر بالاتر، در مقایسه با مینیسک خارجی محتمل‌تر است.

۳-۲- توزیع تنش فن میسر در مینیسک‌ها در پارگی طولی
از آنجا که در حالت ایستادن معمول بر روی دو پا، بار اعمال شده بر سر استخوان فمور تمایل دارد تا بیشتر در سمت کندیل داخلی پخش شود^[26]، به همین علت نیز در کانتورهای توزیع تنش نشان داده شده در شکل ۱۰، نواحی گسترده‌تری از تنش‌های بالا در سمت مینیسک داخلی به سبب در تماس بودن با کندیل مذکور قابل رویت است.

پارامتر در مطالعه کنونی برابر با ۰/۴۴ گردیده است که نشان‌دهنده اختلاف ۸٪ است.

در کنار مورد بالا، میزان تنش بیشینه در لایه غضروفی کندیل‌های فمور در این مطالعه در بازه‌ای بین ۰/۸ تا ۱/۹ مگاپاسکال به دست آمده است. در شکل ۸ نمودار توزیع تنش بر غضروف کندیل‌ها در مطالعه حاضر و مطالعه لانلی و همکاران^[27] و ژانگ و همکاران^[30] به نمایش درآمده است. همانطور که از تصاویر پیداست نحوه توزیع تنش در این سه مطالعه از منظر محدوده با تنش بالا، شباهت بالایی به یکدیگر دارد. گرچه ذکر این نکته لازم است که مقادیر تنش در این لایه در مطالعات مختلف متفاوت است و مقادیری در گستره ۱ تا ۴ مگاپاسکال را به خود اختصاص داده‌اند. حتی در برخی از شرایط تنش در این لایه تا ۷ مگاپاسکال نیز با توجه به شدت پارگی، نوع پارگی و مکان وقوع پارگی گزارش شده است^[10,27,30]. گرچه توجه به این نکته لازم است که این مطالعات در شرایط و با فرضیات گوناگون پیاده‌سازی شده‌اند. به عنوان مثال در مطالعه لانلی^[27]، جراحی برداشت مینیسک شبیه‌سازی شده است و در مطالعه کنونی تعامل بین کفی و مینیسک دارای پارگی تحت بررسی قرار گرفته است.

۳- یافته‌ها و بحث

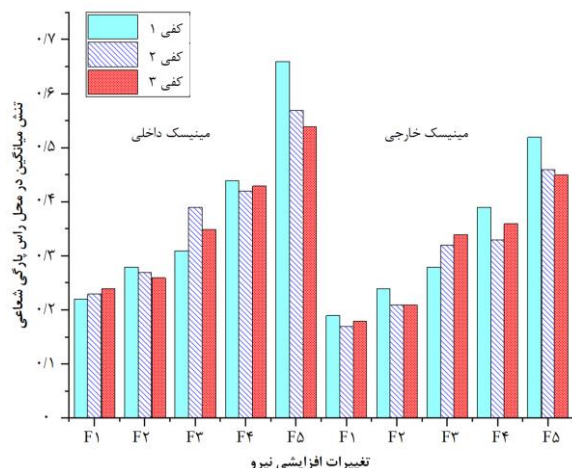
در این قسمت با تعریف عناوین مناسب به بررسی نتایج و یافته‌های حاصل از شبیه‌سازی می‌پردازیم.

۳-۱- توزیع تنش فن میسر در مینیسک‌ها در پارگی شعاعی

از آنجا که توزیع تنش و محل وقوع حداکثر تنش مشخصه‌ای تاثیرگذار در بررسی پارگی و گسست بافت‌های بیولوژیکی به شمار می‌آید^[31,32]، در این قسمت توزیع تنش فن میسر برای سه کفی مختلف در شکل ۹ به نمایش درآمده است. در این مطالعه، کفی ۱ مقدار تنش حداکثر برابر با ۱۰/۰۲ مگاپاسکال را تجربه می‌کند که در مقایسه با کفی ۲ و کفی ۳ که به ترتیب مقادیر ۹/۲۶ و ۹/۷۸ را تجربه می‌کنند، مقدار بیشتری است.

از سویی دیگر با توجه به توزیع تنش، قابل مشاهده است که نواحی درونی مینیسک‌ها به سبب در تماس بودن با کندیل‌های مفصل زانو در مقایسه با نواحی بیرونی در معرض میزان تنش بالاتری هستند و سهم بسزایی را در پخش نیروی اعمالی به مفصل دارند. در کنار این موارد، اطراف و راس پارگی در قیاس با نواحی دور دست‌تر تنش با مقادیر بالاتری را دارا هستند و این موضوع می‌تواند بیانگر آن باشد که این نقاط برای گسترش پارگی، نقاط مستعدتری هستند.

علی رغم وجود شباهت کلی بین توزیع تنش در مینیسک داخلی و خارجی، نواحی دارای تنش بالاتر در مینیسک داخلی گسترده‌تر از نواحی با تنش بالا در مینیسک خارجی هستند، از این رو محدوده وسیع‌تری از مینیسک داخلی در معرض آسیب است.

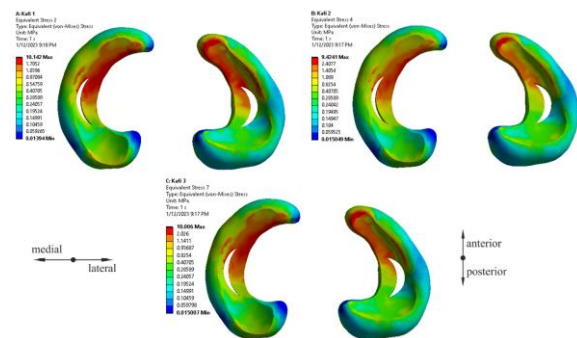


شکل ۱۱) تغییرات افزایشی نیرو بر تنش میانگین در محل راس پارگی شعاعی برای مینیسک داخلی و خارجی

با توجه به نمودار، کفی ۱ هم در سمت مینیسک داخلی و هم در سمت مینیسک خارجی در پارگی شعاعی، در اکثر موارد نسبت به دو کفی دیگر، تنش میانگین بیشتری را در محل راس پارگی به وجود آورده است. بنابراین نمی‌توان کفی ۱ را یک کفی مناسب برای کنترل پارگی شعاعی عنوان کرد. از سوی دیگر، عملکرد کفی‌های ۲ و ۳ تا حدود بسیار زیادی با یکدیگر مشابه است. اما به صورت محتاطانه و بر اساس نتایج سمت مینیسک داخلی که مینیسکی با وضعیت بحرانی‌تر است می‌توان کفی ۳ را کفی‌ای دانست که نسبت به کفی ۲ عملکرد بهتری را از خود نشان می‌دهد. از این رو در یک نتیجه‌گیری نهایی برای پارگی شعاعی می‌توان این گونه نظر داد که کفی ۳ در این نوع از پارگی در رقابت با دو کفی دیگر دارای عملکرد بهتری است و نتایج مطلوب‌تری را از خود نشان می‌دهد و معرفی آن برای کنترل پارگی شعاعی، گزینه و پیشنهادی معقول به نظر می‌رسد.

۳-۴- بررسی تاثیر وزن بر تنش میانگین در محل رئوس پارگی طولی در مینیسک خارجی

در شکل ۱۲ تغییرات افزایشی نیرو بر تنش میانگین در محل رئوس قدامی و خلفی پارگی طولی برای مینیسک خارجی گزارش شده است. از آنجا که پارگی طولی دارای دو راس قدامی و خلفی است بنابراین کفی‌ای مناسب خواهد بود که به صورت ترکیبی در این دو راس رفتار قابل قبولی را از خود به نمایش بگذارد. به همین خاطر در روند گزارش نتایج برای پارگی طولی، اطلاعات برای مینیسک خارجی و مینیسک داخلی به تفکیک گزارش شده‌اند. با توجه به نمودار میله‌ای شکل ۱۲ درمی‌یابیم که کفی ۱ در تمامی وزن‌ها به طرز قابل ملاحظه‌ای تنش میانگین بالاتری را در رئوس قدامی و خلفی به وجود آورده است. به همین جهت کفی ۱ را نمی‌توان یک کفی مناسب برای کنترل پارگی طولی در سمت مینیسک خارجی به شمار آورد.



شکل ۱۰) توزیع تنش فن میسز بر روی سطح پروگزیمال مینیسک‌های داخلی و خارجی دارای پارگی طولی

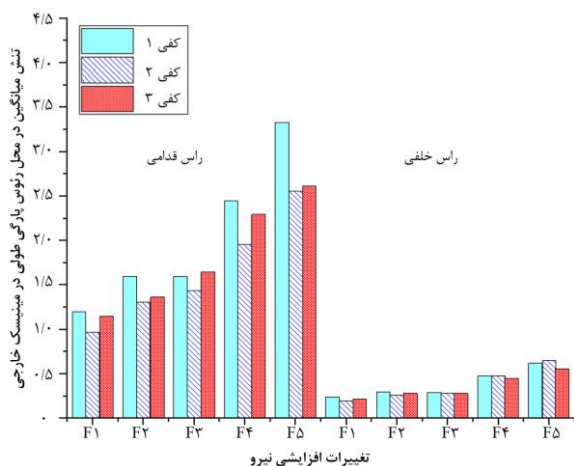
بر اساس نتایج به دست آمده که در شکل ۱۰ به تصویر کشیده شده است همانند حالت پارگی شعاعی مجدداً کفی ۱ در کل مینیسک دارای بیشترین میزان تنش فن میسز است و مقدار ۱۰/۱۴ مگاپاسکال را تجربه می‌کند. همچنین راس پارگی حاضر در سمت قدامی مینیسک در مقابل سمت خلفی آن در معرض تنش‌های بالاتری است. از این رو می‌توان گفت که در یک پارگی طولی، سمت قدامی پارگی برای تشدید تخریب، ناحیه‌ای مستعدتر است و احتمال گسترش پارگی از سمت قدامی آن بالاتر است.

از جهتی دیگر، علی‌رغم اینکه در هر سه نوع کفی حداکثر تنش در لبه قدامی مینیسک خارجی رخ می‌دهد، اما منطقه دارای حداکثر تنش، ناحیه‌ای محدود است. این در حالی است که مناطق دارای تنش بالا در سمت مینیسک داخلی، وسیع‌تر است و می‌توان اذعان داشت که پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی شایع‌تر خواهد بود. مضاف بر این نکته در ابتدای این بخش به این نتیجه رسیدیم که احتمال گسترش پارگی در سمت قدامی مینیسک‌ها بیشتر است. بنابراین در یک جمع‌بندی نهایی می‌توان ذکر کرد که بر اساس توزیع تنش فن میسز، پیش‌روی پارگی طولی از سمت قدامی مینیسک داخلی امری محتمل‌تر است.

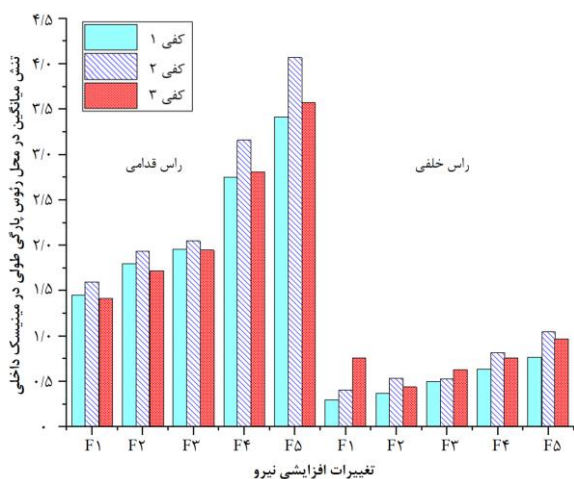
۳-۳- بررسی تاثیر وزن بر تنش میانگین در محل راس پارگی شعاعی

از آنجا که راس پارگی محلی مستعد برای گسترش پارگی برشمرده می‌شود و در پی آن تخریب بیش از پیش را برای مینیسک به دنبال دارد، از این رو سنجش تنش میانگین در محل راس پارگی از اهمیت بالایی برخوردار است. به همین دلیل در این بخش به بررسی تنش میانگین در محل راس پارگی شعاعی برای وزن‌های مختلف خواهیم پرداخت. تاثیر تغییرات افزایشی نیرو بر تنش میانگین برای مینیسک داخلی و خارجی در نمودار میله‌ای شکل ۱۱ آورده شده است.

مطابق انتظار با افزایش نیرو، تنش میانگین برای هر دو مینیسک داخلی و خارجی در محل راس پارگی شعاعی با روندی صعودی همراه بوده است. در واقع بین تنش میانگین در محل راس پارگی شعاعی و میزان نیروی اعمالی، رابطه‌ای مستقیم وجود دارد.



شکل ۱۲) تغییرات افزایشی نیرو بر تنش میانگین در محل رتوس قدامی و خلفی پارگی طولی برای مینیسک خارجی



شکل ۱۳) تغییرات افزایشی نیرو بر تنش میانگین در محل رتوس قدامی و خلفی پارگی طولی برای مینیسک داخلی

خلفی می‌توان در نهایت کفی ۱ را به عنوان کفی مناسب برای کنترل پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی دانست.

۴- نتیجه‌گیری

درمان پارگی مینیسک به شیوه‌های مختلفی صورت می‌گیرد که یکی از رویکردهای غیرتهاجمی در بهبود مینیسک دارای پارگی، پوشیدن و بهره‌گیری از کفی است، اما با این حال تجویز این کفی‌ها عمدتاً به صورت تجربی است و هیچ بستر علمی برای پیشنهاد آن‌ها به بیماران بر اساس نوع پارگی مینیسک وجود ندارد. بر این اساس در آغاز این پژوهش از این ایده استفاده شد که از کفی‌های تجاری و موجود در بازار برای کنترل و بهبود مینیسک دارای پارگی استفاده شود و از مسیر بررسی‌های بیومکانیکی، اثر مداخله‌ای این کفی‌ها در تعامل با انواع پارگی‌ها به صورت کمی ارزیابی شود.

استفاده از روش اجزای محدود در مطالعات بیومکانیکی زانو، به دلیل محدودیت‌های عملی و اخلاقی در مطالعات تجربی بر روی فرد زنده یا جسد، ابزاری کارآمد به شمار

از سوی دیگر بر اساس نتایج حاصل‌شده، کفی ۲ و کفی ۳ در راس خلفی در چهار وزن عملکرد نسبت مشابهی را ارائه می‌کنند اما با افزایش وزن عملکرد کفی ۳ از کفی ۲ به صورت محدودی پیشی می‌گیرد. اما همانطور که گفته شد، به سبب ساختار پارگی طولی، کفی‌ای مناسب‌تر خواهد بود که به صورت ترکیبی در راس قدامی و خلفی دارای برآیند عملکردی مناسبی باشد. با در نظر گرفتن نتایج راس قدامی می‌توان بیان داشت که کفی ۳ نسبت به کفی ۲ در این راس همواره عملکرد نامطلوبی را از خود نشان می‌دهد. بنابراین کفی ۲ در راس قدامی پارگی طولی با اختلاف بالایی کارکرد مناسبی را داراست. لذا از آنجا که در راس خلفی، برتری کفی ۳ نسبت به کفی ۲ چندان چشمگیر نیست و با توجه به این نکته که راس قدامی برای توسعه پارگی راسی مستعدتر است، بنابراین برآیند عملکردی این دو کفی در راس قدامی و خلفی منجر به برتری نهایی برای کفی ۲ می‌گردد.

در انتها می‌توان به طور خلاصه بدین شکل جمع‌بندی کرد که برای یک پارگی طولی در سمت مینیسک خارجی، کفی ۱ کارکرد مطلوبی ندارد و کفی ۲ به سبب عملکرد مناسب در راس قدامی پارگی طولی، گزینه‌ای مناسب به حساب می‌آید و در صورت وقوع پارگی طولی در سمت مینیسک خارجی، این امکان وجود دارد تا کفی ۲ را برای کنترل پارگی به کار گرفت.

۳-۵- بررسی تاثیر وزن بر تنش میانگین در محل رتوس پارگی طولی در مینیسک داخلی

مقدار تنش میانگین در محل راس قدامی و خلفی برای پارگی طولی در مینیسک داخلی برای وزن‌های مختلف در شکل ۱۳ به نمایش درآمده است. در بخش پیشین و برای مینیسک خارجی در مجموع به این نتیجه رسیدیم که کفی ۲، یک کفی مناسب برای کنترل پارگی طولی به شمار می‌آید. اما با توجه به نمودار شکل ۱۳ در سمت مینیسک داخلی بر خلاف حالت قبلی، به شکل جالبی کفی ۲ در اکثر وزن‌ها، کارکرد مناسبی ندارد و بیشترین تنش میانگین در محل راس پارگی متعلق به کفی ۲ است. بنابراین بر مبنای نتایج به صراحت می‌توان گفت که کفی ۲ بر خلاف وقوع پارگی طولی در مینیسک خارجی برای کنترل پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی غیرقابل استفاده است و گزینه‌ای مردود به حساب می‌آید. علاوه بر آن، کفی ۱ و کفی ۳ در راس قدامی پارگی طولی عملکردی نزدیک به هم دارند اما در نگاهی دقیق‌تر می‌توان گفت که با افزایش وزن عملکرد کفی ۱ نسبت به کفی ۳ در راس قدامی پیشی می‌گیرد. با این وجود کفی ۱ در راس خلفی همواره عملکرد بهتری را از خود در میزان تنش میانگین نشان می‌دهد و استفاده از آن در تمامی موارد به کفی ۳ ارجحیت دارد. بنابراین همانطور که قبل از این بخش اشاره شد برای پارگی طولی کفی‌ای مناسب خواهد بود که برآیند عملکردی مناسبی را به صورت همزمان در راس قدامی و خلفی داشته باشد. بنابراین با توجه به سو عملکرد کفی ۳ در راس

قدامی پارگی طولی، عملکرد کفی ۳ معکوس می‌گردد و تنش را تا ۱٪ بالا می‌برد اما کفی ۲ علاوه بر حفظ عملکرد مطلوبش، آن را ارتقا نیز می‌دهد و این مرتبه کاهش ۱۴٪ در مقدار تنش به دنبال دارد. برای پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی نیز کفی ۲ و ۳ به ترتیب ۱۲٪ و ۱۳٪ بر مقدار تنش می‌افزایند اما کفی ۱ سبب کاهش ۱۵٪ در مقدار تنش می‌شود. بنابراین کفی ۱ برای کنترل پارگی در سمت مینیسک داخلی مناسب است. علاوه بر آن گفتنی است که با محدود کردن نتایج به راس قدامی پارگی طولی، کفی ۱ و کفی ۳، عملکردی مشابه از خود نشان دادند و کاهش ۵٪ در مقدار تنش را موجب گردیده‌اند. در ادامه با محدود کردن نتایج به راس خلفی عملکرد کفی ۱ به طور چشمگیری در مقایسه با کفی ۳ پیشی گرفت، به طوری که برای راس خلفی کفی ۱ کاهش ۲۲٪ در مقدار تنش را نشان داد اما کفی ۳، ۲۵٪ بر مقدار تنش افزود. بنابراین با توجه به این اختلاف فاحش در راس خلفی پارگی و همچنین عملکرد متمایز کفی ۱ در سمت مینیسک داخلی، می‌توان کفی ۱ را مطابق آنچه در ۳-۵ گفته شد، یک کفی مناسب برای کنترل پارگی طولی در سمت مینیسک داخلی عنوان کرد.

گفتنی است میزان کرنش در نواحی از مینیسک که تحت تنش بیشتری قرار می‌گیرند، بالاتر است. افزایش وزن تأثیر مستقیمی بر میزان تنش و کرنش در مینیسک‌ها دارد، اما نحوه توزیع آن‌ها را تغییر نمی‌دهد.

در واقع، بهترین راه برای تجویز یک کفی مناسب برای یک پارگی آن است که با توجه به وزن بیمار، وارد نمودارها در وزن مشخص شویم و با مقایسه عملکرد مداخله‌ای کفی‌ها در راس پارگی اقدام به انتخاب کفی مناسب نماییم. در واقع همانطور که گفته شد، جمع‌بندی ارائه‌شده در این قسمت بر اساس یک روند کلی است. همچنین بر اساس یافته‌های این پژوهش دریافتیم که یک کفی مناسب برای کنترل تمام انواع پارگی‌ها وجود ندارد و لذا ضرورت دارد تا در مطالعات بعدی، این موضوع امکان‌سنجی شود که آیا می‌توان کفی‌ای طراحی کرد که برای کنترل تمام انواع پارگی‌ها مناسب باشد یا خیر.

تشکر و قدردانی: نویسندگان از محمد جواد نظری بابت مشارکت در روند تحقیق و کمک به شکل‌گیری متن مقاله تشکر می‌کنند.

تاییدیه اخلاقی: این پژوهش برای اولین بار در مجله مهندسی مکانیک مدرس به چاپ رسیده است و در هیچ مجله دیگری به چاپ نرسیده است.

تعارض منافع: هیچ تعارض منافعی در این پژوهش وجود ندارد.

منابع مالی: این پژوهش از سمت هیچ نهادی تحت حمایت مالی قرار نگرفته است.

می‌رود. این روش قادر است، توزیع تنش و کرنش را ارزیابی و رفتار مکانیکی اجزای مختلف زانو را پیش‌بینی کند. در همین راستا در مطالعه حاضر، یک مدل اجزای محدود برای رسیدن به این هدف، توسعه داده شد که مدل ایجاد شده، به ما درک بهتری از تأثیر کفی‌ها بر مینیسک دچار پارگی در انتقال نیروی وزن وارد بر زانو می‌دهد.

مطالعات پیشین عمدتاً بر روی تأثیر انواع پارگی‌های مینیسک بر بیومکانیک زانو متمرکز بوده‌اند تا نواحی بحرانی مینیسک را شناسایی کنند. اما مطالعه‌ای به بررسی همزمان اثر مداخله‌ای کفی‌ها بر پارگی‌های مینیسک نپرداخته است. نتایج این تحقیق نشان داده است که یک وابستگی، بین نوع کفی پوشیده‌شده، نوع پارگی مینیسک و نحوه توزیع تنش در مینیسک وجود دارد. این نتایج می‌تواند به بهبود طراحی و استفاده از کفی‌های مناسب در بیماران با پارگی مینیسک کمک کنند. به طور کلی، مولفه‌های مختلفی در تعیین کفی مناسب برای کنترل پارگی تأثیرگذار هستند که از این مولفه‌ها می‌توان به نوع پارگی، محل وقوع پارگی در مینیسک داخلی یا خارجی، وزن بیمار، نوع کفی استفاده‌شده برای کنترل پارگی و یا حتی مکان وقوع پارگی در شاخ‌های مختلف مینیسک اشاره کرد.

در این مطالعه دو پارگی رایج در مینیسک شامل پارگی طولی و پارگی شعاعی در تعامل با سه نوع کفی مختلف مطالعه شد. از نقطه نظر احتمال گسترش پارگی و تخریب بیشتر مینیسک آسیب‌دیده، نتایج تنش میانگین در راس پارگی‌ها نشان می‌دهد که پارگی طولی در مقایسه با پارگی شعاعی خطر بالقوه بالاتری را به همراه دارد. به بیان دیگر کنترل پارگی شعاعی با استفاده از کفی در مقایسه با پارگی طولی، شدنی‌تر است.

برای مقایسه عددی عملکرد کفی‌ها نیز می‌توان این چنین اظهار کرد که در پارگی شعاعی کفی ۲ و کفی ۳ در مقایسه با کفی ۱ کارکرد بهتری را از خود نشان داده‌اند و هر دو کاهش ۱٪ به ۱٪ را در میزان تنش به دنبال داشته‌اند. اما با محدود کردن نتایج به مینیسک داخلی کفی ۲ عملکرد قابل‌قبولی را از خود نشان نداده است و تنش را تا نزدیک ۲٪ بالا برده است اما کفی ۳، ۱/۱٪ از میزان تنش کاسته است. لذا مطابق با آنچه در بخش ۳-۳ و ابتدای این بخش عنوان شده بود، کفی ۳ برای پارگی شعاعی، گزینه‌ای قابل‌قبول است.

برای پارگی طولی در سمت مینیسک خارجی، کفی ۱ به میزان ۱۲٪ بر مقدار تنش افزوده است. کفی ۳ نیز کاهش ۱٪ را سبب شده است. اما به کارگیری کفی ۲ موجب شده است تا از مقدار تنش ۸٪ کاسته شود. همچنین با محدود کردن نتایج به راس

- 14 - Ma Z, Lin J, Xu X, Ma Z, Tang L, Sun C, Li D, Liu C, Zhong Y, Wang L. Design and 3D printing of adjustable modulus porous structures for customized diabetic foot insoles. *International Journal of Lightweight Materials and Manufacture*. 2019 Mar 1;2(1):57-63.
- 15 - Park S, Shim J, Yoon JR, Chae SW. Assessment of stresses at the lower extremity joints wearing laterally wedged insoles. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*. 2017 Mar;18:325-31.
- 16 - Chantarapanich N, Wongsiri S, Sitthiseripratip K. Influence of insole slope on bone joint stress, foot bone stress, and foot pressure distribution. *Songklanakarin Journal of Science & Technology*. 2019 Mar 1;41(2).
- 17 - Liu X, Zhang M. Redistribution of knee stress using laterally wedged insole intervention: Finite element analysis of knee-ankle-foot complex. *Clinical Biomechanics*. 2013 Jan 1;28(1):61-7.
- 18 - Kedgley AE, Saw TH, Segal NA, Hansen UN, Bull AM, Masouros SD. Predicting meniscal tear stability across knee-joint flexion using finite-element analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2019 Jan 30;27:206-14.
- 19 - Ghassemi A, Mossayebi AR, Jamshidi N, Naemi R, Karimi MT. Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing insole for Diabetic Neuropathic patients. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2015 Mar;38:63-70.
- 20 - Tarnita D, Catana M, Tarnita DN. Contributions on the modeling and simulation of the human knee joint with applications to the robotic structures. *New Trends in Medical and Service Robots: Challenges and Solutions*. 2014:283-97.
- 21 - Khan FS, Mubarak NM, Khalid M, Walvekar R, Abdullah EC, Ahmad A, Karri RR, Pakalapati H. Functionalized multi-walled carbon nanotubes and hydroxyapatite nanorods reinforced with polypropylene for biomedical application. *Scientific reports*. 2021 Jan 12;11(1):843.
- 22 - Papagiannis P, Azariadis P, Papanikos P. Evaluation and optimization of footwear comfort parameters using finite element analysis and a discrete optimization algorithm. *In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering 2017 Oct 1 (Vol. 254, No. 16, p. 162010)*. IOP Publishing.
- 23 - Samsami S, Saberi S, Sadighi S, Rouhi G. Comparison of three fixation methods for femoral neck fracture in young adults: experimental and numerical investigations. *Journal of medical and biological engineering*. 2015 Oct;35:566-79.
- 24 - Jogi SP, Thaha R, Rajan S, Mahajan V, Venugopal VK, Singh A, Mehndiratta A. Model for in-vivo estimation of stiffness of tibiofemoral joint using MR imaging and FEM analysis. *Journal of Translational Medicine*. 2021 Dec;19:1-3.
- 25 - Zhang Q, Chon T, Zhang Y, Baker JS, Gu Y. Finite element analysis of the lumbar spine in adolescent idiopathic scoliosis subjected to different loads. *Computers in biology and medicine*. 2021 Sep 1;136:104745.
- 26 - Praveen Kumar S, RK. Finite element modeling of human knee joint - meniscus under compressive load. 2015;3(3).
- 1 - Gregosiewicz A, Wosko I, Kandzierski G, Drabik Z. Double-elevating osteotomy of tibiae in the treatment of severe cases of Blount's disease. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1989 Mar 1;9(2):178-81.
- 2 - Hall SJ. *Basic Biomechanics*, 8e.
- 3 - Liu J, Cai W, Zhang H, He C, Deng L. Rs143383 in the growth differentiation factor 5 (GDF5) gene significantly associated with osteoarthritis (OA)-a comprehensive meta-analysis. *International Journal of Medical Sciences*. 2013;10(3):312.
- 4 - Chantarapanich N, Nanakorn P, Chernchujit B, Sitthiseripratip K. A finite element study of stress distributions in normal and osteoarthritic knee joints. *Journal of the Medical Association of Thailand*. 2011 Sep 11;92(12):97.
- 5 - Muthuri SG, Hui M, Doherty M, Zhang W. What if we prevent obesity? Risk reduction in knee osteoarthritis estimated through a meta-analysis of observational studies. *Arthritis care & research*. 2011 Jul;63(7):982-90.
- 6 - Lecouvet F, Van Haver T, Acid S, Perlepe V, Kirchgessner T, Berg BV, Triqueneaux P, Denis ML, Thienpont E, Malghem J. Magnetic resonance imaging (MRI) of the knee: Identification of difficult-to-diagnose meniscal lesions. *Diagnostic and Interventional Imaging*. 2018 Feb 1;99(2):55-64.
- 7 - de Faria JL, Pavão DM, e Albuquerque RS, de Sousa EB, Guimarães JA, de Paula Mozella A, de Mello Roesler CR, Salim R, Mandarino M, LaPrade RF. Continuous meniscal suture in radial meniscal tear: the hourglass technique. *Arthroscopy Techniques*. 2021 Jul 1;10(7):e1763-72.
- 8 - Patel H, Skalski MR, Patel DB, White EA, Tomasian A, Gross JS, Vangsness CT, Matcuk Jr GR. Illustrative review of knee meniscal tear patterns, repair and replacement options, and imaging evaluation. *Clinical Imaging*. 2021 Jan 1;69:4-16.
- 9 - Bartolo MK, Provaggi E, Athwal KK, Newman S, Accardi MA, Dini D, Williams A, Amis AA. Strength of interference screw fixation of meniscus prosthesis matches native meniscus attachments. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2022 Jul;30(7):2259-66.
- 10 - Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblaré M. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical biomechanics*. 2005 Jun 1;20(5):498-507.
- 11 - Cao H, Zhang Y, Qian W, Cheng XH, Ke Y, Guo XP. Short-term clinical outcomes of 42 cases of arthroscopic meniscectomy for discoid lateral meniscus tears. *Experimental and Therapeutic Medicine*. 2012 Nov 1;4(5):807-10.
- 12 - Telfer S, Woodburn J, Collier A, Cavanagh PR. Virtually optimized insoles for offloading the diabetic foot: a randomized crossover study. *Journal of biomechanics*. 2017 Jul 26;60:157-61.
- 13 - Tang L, Wang L, Bao W, Zhu S, Li D, Liu C. Functional gradient structural design of customized diabetic insoles. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2019 Jun 1;94:279-87.

- 27 - Li L, Yang L, Zhang K, Zhu L, Wang X, Jiang Q. Three-dimensional finite-element analysis of aggravating medial meniscus tears on knee osteoarthritis. *Journal of orthopaedic translation*. 2020 Jan 1;20:47-55.
- 28 - Dong Y, Hu G, Dong Y, Hu Y, Xu Q. The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2014 Oct 3;17(13):1452-63.
- 29 - Moradi S, Haghpahani M, Nikkhoo M. Biomechanical effect of longitudinal meniscal tear with or without anterior cruciate ligament tear in knee (finite element analyses).
- 30 - Zhang K, Li L, Yang L, Shi J, Zhu L, Liang H, Wang X, Yang X, Jiang Q. The biomechanical changes of load distribution with longitudinal tears of meniscal horns on knee joint: a finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*. 2019 Dec;14:1-2.
- 31 - Yemineni BC, Mahendra J, Nasina J, Mahendra L, Shivasubramanian L, Perika SB. Evaluation of maximum principal stress, von mises stress, and deformation on surrounding mandibular bone during insertion of an implant: a three-dimensional finite element study. *Cureus*. 2020 Jul;12(7).
- 32 - Korenczuk CE, Votava LE, Dhume RY, Kizilski SB, Brown GE, Narain R, Barocas VH. Isotropic failure criteria are not appropriate for anisotropic fibrous biological tissues. *Journal of biomechanical engineering*. 2017 Jul 1;139(7):071008.