

تأثیرات پارگی طولی مینیسک بر بیومکانیک زانو در زمان سالم بودن یا پاره بودن لیگامان صلیبی متقاطع

(تحلیل‌های «اجزای محدود»)

*سمیه مرادی، **دکتر محمد حق‌پناهی، ***دکتر محمد نیکخو

«دانشگاه آزاد اسلامی علوم تحقیقات تهران»

خلاصه

پیش‌زمینه: توصیف رفتار مکانیکی مینیسک به علت نقش قابل توجه آن در تحمل بار مفصل زانو اهمیت زیادی دارد. تحقیقات نشان داده‌اند تنش‌های فشاری وارد بر مینیسک‌ها عامل اساسی در آسیب‌های مخرب مفصلی از جمله استئوآرتریت می‌باشد. همچنین پارگی لیگامان صلیبی متقاطع قدیمی می‌تواند تأثیری عمیق بر مینیسک داشته باشد. از نظر کلینیکی، آسیب مینیسک در بیماران با لیگامان صلیبی پاره شده متداول می‌باشد. هدف اصلی این پژوهش تعیین دیاگرام توزیع تنش مینیسک‌های داخلی و خارجی و ارزیابی مقایسه تنش مینیسک سالم و پارگی مینیسک به همراه ثبات لیگامان صلیبی متقاطع و عدم ثبات این لیگامان می‌باشد.

مواد و روش‌ها: مدل اجزای محدود ۳ بعدی بیومکانیکی مفصل زانو به کمک عکس‌های سی تی اسکن ساخته شد. ساختار استخوانی مفصل سالم در نرم افزار میمیکس طراحی شدند. مدل بدست آمده برای تجزیه و تحلیل به نرم افزار آباکوس وارد شده است و نیروهای وارده به مینیسک تحت شرایط وجود یا عدم وجود لیگامان ACL بررسی شدند.

نتیجه‌گیری: ماکزیمم تنش برشی روی صفحه مینیسک داخلی ۱/۷۳ مگاپاسکال و روی صفحه مینیسک خارجی ۱/۴۸ مگاپاسکال می‌باشد. در نتیجه مقدار تنش در مینیسک داخلی بیشتر از مینیسک خارجی است. از این رو مینیسک داخلی بیشتر دچار آسیب خواهد شد. پارگی در زمان سالم بودن لیگامان صلیبی متقاطع ماکزیمم تنش برشی روی صفحه مینیسک داخلی ۸/۳۳ مگاپاسکال و پارگی مینیسک با پارگی لیگامان صلیبی متقاطع ماکزیمم تنش برشی روی صفحه مینیسک داخلی ۹/۶۵ مگاپاسکال می‌باشد.

بحث: نتایج مطالعات بیومکانیکی نشان داد که پارگی مینیسک و لیگامان صلیبی متقاطع قدیمی نقش مهمی در ثبات مینیسک‌ها دارد. که با پارگی مینیسک و لیگامان دیاگرام توزیع تنش و مقدار تنش در مینیسک‌ها افزایش می‌یابد که می‌توان دریافت وابستگی متقابل مینیسک و لیگامان‌های اطراف برای عملکرد نرمال مفصل می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: آسیب مینیسک تیبیا، آسیب لیگامان متقاطع جلویی، زانو، اثر بیومکانیکی، تجزیه و تحلیل عنصر محدود

دریافت مقاله: ۷ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۳ بار؛ پذیرش مقاله: ۲۰ روز قبل از چاپ

Biomechanical Effect of longitudinal meniscal tear with or without anterior Cruciate ligament tear in Knee (Finite Element Analyses)

*Somayeh Moradi, MSC, **Mohammad Haghpanahi, MD, ***Mohammad Nikkhoo MD

Abstract:

Backgrounds: Characterization of mechanical behavior of meniscus is an important issue considering the significant role of meniscus in load bearing within the knee joint. Identification of mechanical change in meniscal tissue is of particular interest with respect to osteoarthritis (OA) research. Anterior Cruciate ligament (ACL) tear can also have deep effect on the meniscus health. Meniscus injury is common in patients who have ACL tear.

The objective of this study was to investigate the effect of longitudinal meniscal tear on tensile forces inside knee in presence or absence of ACL, using finite element models.

Methods: 3-dimensional finite element model of knee joint were developed using CT scan images. Healthy anatomical structures were designed using mimics software. The obtained model was imported to Abaqus software to simulate forces across the knee meniscus in association with ACL.

Results: The maximum shear stresses were 1.73 MPa and 1.48 MPa on medial and lateral meniscus, respectively, e.e. more tension on medial than lateral tension meniscus

In presence of stable ACL tear the sustained maximum shear stress on medial meniscus was 8.33MPa, and with unstable cruciate ligament tears. The maximum shear stress on medial meniscus was 9.65Mpa.

Conclusions: The result confirmed that biomechanical response of ACL tear plays an important role in the tension and stability of the meniscus. A meniscus tear associated with ACL tear increases the level of stress and stress distribution diagram.

Keywords: Tibial Meniscus Injuries, Anterior Cruciate Ligament Injuries, Knee, Biomechanical Phenomena, Finite Element Analysis

Received: 7 months before printing; Accepted: 20 days before printing

*MSC Biomedical Engineering, Department of Biomedical Engineering, Science And Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

**Associate Professor, Biomechanics Group, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science And Technology, Tehran, Iran

***Assistant Professor, Biomechanics Group, Department of Biomedical Engineering, Science And Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Corresponding author: Mohammad Haghpanahi, PhD

Address: Science and Research Branch, Daneshgah Blvd, Simon Bulivar Blvd, Tehran Phone Number: 44865179-82 & 44865154-8 Postal Code: 1477893855 Post Office Box: 14515/775 Tel: +98 21 22089929 E-mail: mh_gghanahi@iust.ac.ir

مقدمه

مینیسک زانو شامل دو قطعه نیم دایره‌ای گوه شکل است که توسط شبکه‌ای از لیگامان‌ها ثابت شده است. زانوی انسان شامل یک مینیسک خارجی و یک مینیسک داخلی است. که بین کوندیل استخوان ران و فلات استخوان تیبیا قرار دارند. مینیسک‌ها بافت‌هایی شبیه غضروف ولی به مراتب محکم‌تر از آن هستند و خاصیت ارتجاعی زیاد مثل لاستیک دارند. وظیفه اصلی آنها جذب شوک‌های ضربه‌ایست که به زانو وارد می‌شود. در موقع دویدن هر بار که کف پای ما به زمین می‌رسد، استخوان ساق و ران در محل مفصل زانو به شدت به یکدیگر کوبیده می‌شوند و مینیسک با قرارگرفتن بین این دو استخوان شدت این ضربه را کاهش می‌دهد. عملکرد مینیسک شامل توزیع مایع مفصلی، تغذیه غضروف مفصلی، جذب شوک، عمیق کردن مفصل و جبران ناسازگاری بین کوندیل‌های فمور و تیبیا و تحمل بار است^(۱). از آنجایی که عملکرد اصلی مینیسک زانو انتقال بار و ثبات است این بافت باید در برابر بسیاری از نیروهای مختلف شامل فشاری، کششی و برشی مقاومت کند. ساختار و ترکیب هر مینیسک نیم دایره‌ای به خوبی برای این کار مناسب است. این کارایی توسط خواص مکانیکی منحصر به فرد مینیسک ایجاد می‌شود^(۱،۲).

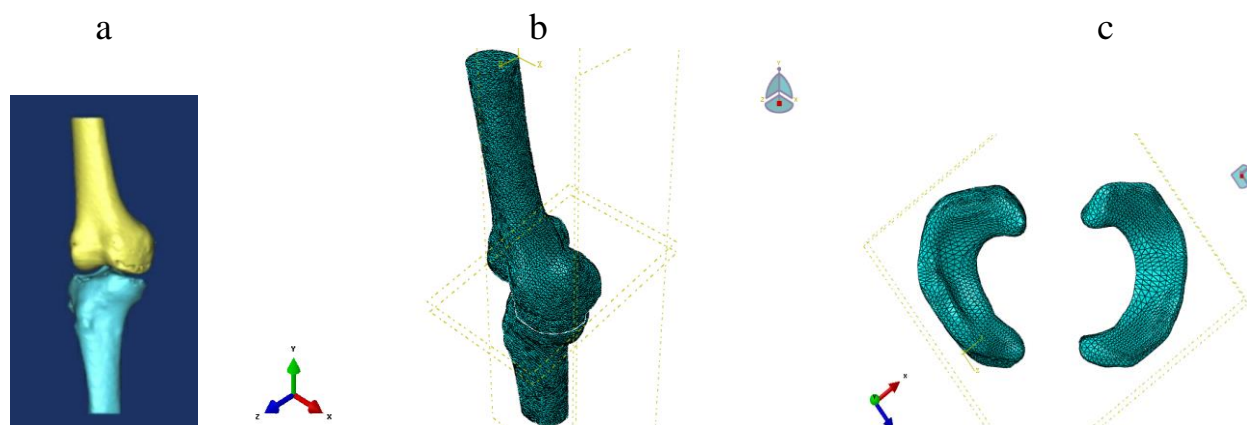
در طول فعالیت‌های عادی مانند راه رفتن و یا بالا رفتن از پله‌ها، مفصل زانو بارهای $2/7 - 4/9$ برابر وزن بدن را تجربه می‌کند. در مجموع، تخمین زده می‌شود که مینیسک زانو در هر نقطه 45% تا 75% این بار را تحمل می‌کند. شاخ خلفی مینیسک نسبت به شاخ قدامی تحمل بار بیشتری دارد. هنگامی که زانو خم می‌شود بیشتر مستعد آسیب است و سطح تماس بین استخوان‌ها در مفصل برای هر 30 درجه 4% کاهش می‌یابد که تغییرپذیری در ظرفیت تحمل بار مینیسک را نشان می‌دهد. مینیسک نرمال، همان‌طور که گفته شد، شامل مینیسک داخلی و خارجی هلالی گوه‌شکل است. انحراف‌های مختلفی از این مورفولوژی می‌تواند از طریق رشد غیرعادی، بیماری، انحطاط و

یا آسیب تروماتیک اتفاق بیافتد که در نتیجه انحطاط (Degeneration) و تروما پارگی مینیسک ایجاد می‌شود^(۳-۴). پارگی مینیسک ممکن است طولی باشد که معمولاً از قسمت‌های خلفی مینیسک شروع می‌شود و می‌تواند به قسمت‌های قدامی یا جلویی مینیسک گسترش یابد. این مینیسک که حالا بر اثر پارگی به دو قسمت داخلی و خارجی تقسیم شده می‌تواند تحت فشار کوندیل استخوان ران قرار گرفته و دو قسمت داخلی و خارجی آن از هم باز شود. به این وضعیت باز شده مینیسک، پارگی دسته سطلی^۱ می‌گویند^(۴-۹). سلامتی مینیسک به شدت متکی به اتصالات لیگامانی زانو است. پارگی لیگامان صلیبی متقاطع می‌تواند تأثیر عمیق بر مینیسک داشته باشد. از نظر کلینیکی، آسیب مینیسک در بیماران با لیگامان صلیبی متقاطع پاره شده متداول است که نشان‌دهنده وابستگی متقابل مینیسک و لیگامان‌های اطراف برای عملکرد نرمال مفصل است^(۱۰).

به دلیل عملکرد مینیسک در ایجاد پایداری و جذب شوک، این عضو در معرض آسیب قرار دارد و شیوع پارگی مینیسک در افراد به‌خصوص ورزشکاران بسیار زیاد است. با توجه به بررسی مطالعات گذشته و مشاهدات کلینیکی بیشترین درصد پارگی مینیسک، پارگی طولی و پارگی دسته سطلی مینیسک است که در این تحقیق پارگی طولی مینیسک (شیوع 32%) مورد بررسی قرار گرفته است^(۹). تحقیقات نشان داده‌اند تنش‌های فشاری وارد بر مینیسک‌ها عامل اساسی در آسیب‌های مخرب مفصلی از جمله استئوآرتریت هستند. همچنین پارگی لیگامان صلیبی متقاطع قدامی (ACL) می‌تواند تأثیر عمیق بر مینیسک داشته باشد. در این تحقیق توزیع تنش وارد به زانو در حین پارگی طولی مینیسک داخلی همراه با ثبات لیگامان صلیبی متقاطع قدامی و عدم ثبات این لیگامان بررسی شد.

اهداف اصلی در این تحقیق عبارت است از:

- (۱) بررسی دیاگرام توزیع تنش فشاری بر صفحات مینیسک
- (۲) ارزیابی مقایسه تنش مینیسک سالم و پارگی مینیسک در زمان سالم بودن یا پاره بودن لیگامان صلیبی متقاطع.



شکل ۱- مدل سه بعدی زانو:

(a) ساختار استخوانی مدل شده در نرم افزار میمیکس، (b) مدل اجزای محدود مفصل شامل مینیسک ها، (c) مش بندی مینیسک داخلی و خارجی

۱ مدل «سه بعدی» مفصل زانوی ساخته شده در نرم افزار میمیکس و مدل مش بندی (Mesh) استخوان ها و مینیسک ها را نشان می دهد.

۲-۲ خواص مکانیکی، بارگذاری و شرایط مرزی

برای تحلیل «اجزای محدود»^۳ مدل «سه بعدی»، نسخه ۲۰۱۵ از نرم افزار قدرتمند آباکوس استفاده شد که از گذشته قابل توجه محققان بوده است. مینیسک ها به صورت همگن و الاستیک خطی و ترنسورس ایزوتروپیک^۴ با مدول الاستیک شعاعی و طولی ۲۰ مگاپاسکال و محیطی ۱۴۰ مگاپاسکال فرض شد. ضریب پواسون مینیسک ها از مطالعات «اجزای محدود» گذشته در صفحه ایزوتروپی ۰/۲ و خارج از صفحه ایزوتروپی ۰/۳ و مدول برشی (Shear modulus) ۵۷/۷ در مگاپاسکال در نظر گرفته شدند^(۱۴). لیگامان های صلیبی متقاطع قدامی و خلفی به صورت همگن و الاستیک خطی و ایزوتروپیک با مدول الاستیک (elastic modulus) ۰/۸ گیگاپاسکال و نسبت پواسون (Poisson's ratio) ۰/۳ فرض شده است. چگالی مینیسک به ترتیب براساس تحقیقات گذشته به ترتیب ۱۵۰۰ kg/m³ و چگالی لیگامان های صلیبی متقاطع قدامی و خلفی ۱۲۰۰ kg/m³ است. سطوح تماس بین فمور و مینیسک، مینیسک و تیبیا، فمور و تیبیا برای هر دو نیمه مفصلی داخلی و خارجی مدل شد^(۱۳-۱۶).

مواد و روش ها

در گام نخست، مدل اجزای محدود زانو شامل استخوان فمور، تیبیا و مینیسک ها تهیه و صحنه گذاری شد. سپس بارگذاری در سه حالت مختلف شامل مینیسک سالم، پارگی طولی مینیسک در زمان سالم بودن لیگامان و پارگی طولی مینیسک با پارگی لیگامان بر روی زانو اعمال شد و نتایج بارگذاری های مختلف باهم مقایسه شدند.

۲-۱ مدل اجزای محدود مفصل زانو فرد سالم

تصاویر سی تی اسکن مربوط به زانو مورد استفاده قرار گرفت و با فرمت DICOM به نرم افزار میمیکس با نسخه ۱۰ وارد شدند، مدل «سه بعدی» زانو، شامل استخوان فمور، تیبیا، مینیسک داخلی و خارجی به دست آمد^(۱۱). به دلیل اینکه نرم افزار میمیکس در این نسخه ساختارها را به صورت پوسته^۱ مدل می کند از طریق نرم افزار Geomagic Studio تمام ساختار استخوانی به جسم جامد^۲ تبدیل شد تا مدل سازی به آناتومی زانوی طبیعی نزدیک باشد. سپس مدل به دست آمده برای تجزیه و تحلیل به نرم افزار آباکوس وارد شده است. ساختار استخوانی مفصل در نرم افزار آباکوس مش بندی شد. برای دریافت نتایج مطلوب مینیسک ها روی صفحه تیبیا قرار گرفتند و در نهایت استخوان فمور بالای مینیسک ها قرار گرفت^(۱۲). شکل

3. Finite Element
4. Transversely Isotropic

1. Shell
2. Solid

ماکزیمم تنش برشی روی صفحه مینیسک داخلی ۸/۳ مگاپاسکال و روی صفحه مینیسک خارجی ۴/۶۴ مگاپاسکال است. در نتیجه حداکثر فشار تماسی در پارگی مینیسک داخلی حدود ۵۳٪ افزایش یافته است.

۳-۳ نتایج پارگی طولی مینیسک همراه با پارگی لیگامان صلیبی متقاطع قدامی

در پارگی طولی مینیسک داخلی همراه با لیگامان صلیبی متقاطع قدامی حداکثر فشار تماسی در مینیسک داخلی با مقدار ۶/۹۹ مگاپاسکال اتفاق می افتد و در مینیسک خارجی با مقدار ۲/۴۵ مگاپاسکال رخ می دهد. تنش های اصلی مینیمم در مینیسک داخلی با مقدار ۵/۷۴ مگاپاسکال و فشاری، و در مینیسک خارجی با مقدار ۹/۷۳ مگاپاسکال و فشاری است. ماکزیمم تنش برشی روی صفحه مینیسک داخلی ۹/۶۵ مگاپاسکال و روی صفحه مینیسک خارجی ۶/۸۳ مگاپاسکال می باشد. جدول ۲ تمام نتایج مربوط به مینیسک سالم، پارگی طولی مینیسک همراه با ثبات لیگامان صلیبی متقاطع قدامی و پارگی طولی مینیسک همراه با عدم ثبات لیگامان صلیبی متقاطع قدامی ارائه شده است. فشار تماسی در پارگی لیگامان ۶/۸۲ مگاپاسکال و در لیگامان سالم ۳/۲۵ مگاپاسکال است. در نتیجه حداکثر فشار تماسی در پارگی لیگامان حدود ۵۴٪ افزایش یافته است.

بحث

مینیسک به عنوان عضوی از مفصل زانو که ظرفیت احیاکنندگی (Regenerative) محدودی دارد شناخته شده است. مدل سه بعدی «اجزای محدود» مفصل زانوی انسان شامل استخوان های فمور، تیبیا، لیگامان های صلیبی متقاطع قدامی و خلفی و مینیسک های داخلی خارجی تحت بار فشاری وزن ایجاد شد. به دلیل مشکلات و محدودیت های علمی مطالعات تجربی بر روی زانوی زنده و جسد، استفاده از روش اجزای محدود، ابزار کار، قوی و مکملی برای بررسی بیومکانیکی زانو است. روش اجزای محدود می تواند برای ارزیابی بارگذاری، بررسی توزیع مؤلفه های تنش و مؤلفه های کرنش و در نهایت پیش بینی رفتار مکانیکی و پایداری مینیسک زانو و لیگامان های

لیگامان های صلیبی متقاطع قدامی و خلفی، مینیسک داخلی و خارجی به استخوان فمور و تیبیا متصل شده اند. مینیسک ها حدود ۸۱٪ از کل نیروی عمودی وزن را انتقال می دهند که از این مقدار، ۴۹٪ از کل نیروی وزن را مینیسک داخلی انتقال می دهد. فشار عمودی ۸۰۰ نیوتن معادل وزن یک شخص به نقطه میانی فمور وارد شده است. تنش فشاری (compressive stress) و تنش برشی (Shear stress) مقایسه شده است. فقط آنالیز استاتیکی در اکستاسیون کامل یا صفر درجه فلکشن انجام شده است. نتایج به خوبی با نتایج بررسی های گذشته که در این زمینه ارزیابی شده تطبیق یافته است. با انجام آنالیز حساسیت به تعداد المان ها، استقلال نتایج مدل «اجزای محدود» به مش بندی انجام شده، تأیید شد. درصد خطای نهایی حاصل از آنالیز استقلال از شبکه mm ۰/۲۶ به دست آمد. بدین منظور، هم گرایی نتایج برای بررسی نتایج، محدوده حرکتی در هر جزء حرکتی در مینیسک داخلی و خارجی بررسی شد (۱۴-۱۸).

جدول ۱: خصوصیات مکانیکی مینیسک،

لیگامان صلیبی متقاطع قدامی و خلفی

اجزای مدل	چگالی (kg/m ³)	نسبت پواسون
مینیسک	۱۵۰۰	۰/۳-۰/۲
لیگامان صلیبی متقاطع قدامی	۱۲۰۰	۰/۳
لیگامان صلیبی متقاطع خلفی	۱۲۰۰	۰/۳

یافته ها

۲-۳ نتایج پارگی طولی مینیسک در زمان سالم بودن لیگامان صلیبی متقاطع قدامی

پارگی طولی مینیسک در زمان سالم بودن لیگامان صلیبی متقاطع قدامی حداکثر فشار تماسی در مینیسک داخلی با مقدار ۳/۷۳ مگاپاسکال اتفاق می افتد و در مینیسک خارجی با مقدار ۲/۲۳ مگاپاسکال رخ می دهد. تنش های اصلی مینیمم در مینیسک داخلی با مقدار ۲/۹۵ مگاپاسکال و فشاری، و در مینیسک خارجی با مقدار ۶/۲۱ مگاپاسکال و فشاری است.

جدول ۲. مقادیر فشار تماسی، تنش اصلی مینیمم، تنش برشی، جابه‌جایی برای مینیسک داخلی و خارجی مفصل سالم، پارگی مینیسک در زمان سالم بودن لیگامان صلیبی متقاطع و پارگی مینیسک همراه با لیگامان صلیبی متقاطع

مینیسک	فشار تماسی (MPa)	مینیمم تنش اصلی (MPa)	تنش برشی (MPa)	جابجایی (mm)
داخلی	1.83	2.59	1.68	2.09e-1
خارجی	1.34	1.07	1.08	1.79e-1
پارگی با ثبات لیگامان صلیبی متقاطع				
داخلی	3.73	6.21	8.33	6.55e-1
خارجی	2.23	2.95	4.64	5.83e-1
پارگی باعدم ثبات لیگامان صلیبی متقاطع				
داخلی	6.99	9.73	9.68	8.54e-1
خارجی	2.45	5.74	6.83	6.73e-1

دریافت وابستگی متقابل مینیسک و لیگامان‌های اطراف برای عملکرد نرمال مفصل می‌باشد. نتایج مدل «اجزای محدود» مینیسک سالم با نتایج مطالعات پیشین مقایسه شد^(۴). در بسیاری از مدل‌های سه‌بعدی پیشین فمور و تیبیا همگن و الاستیک ارتوتروپیک فرض شدند که در این مدل‌سازی ابتدا با خواص ارتوتروپیک و سپس به صورت صلب در نظر گرفته شد؛ اما به دلیل نزدیک بودن نتایج، برای کم شدن حجم محاسبات، در این تحقیق رفتار جنس استخوان‌های متراکم فمور و تیبیا به صورت صلب در نظر گرفته شد^(۱۰-۸). نتایج عددی نشان داد که هر پارگی مینیسک منجر به افزایش در تنش فشاری و برشی در مینیسک در قسمت داخلی زانو، به خصوص برای مینیسک همراه با پارگی لیگامان صلیبی متقاطع قدامی بیشتر می‌شود. باتوجه به نتایج به دست آمده در پارگی لیگامان مقدار تنش و دیاگرام توزیع تنش افزایش یافت. شیوع پارگی طولی در مینیسک داخلی بیشتر است. در زانوی سالم میزان تنش ماکزیمم در مینیسک داخلی بیشتر از مینیسک خارجی بوده است، از این رو مینیسک داخلی بیشتر دچار آسیب خواهد شد. همچنین

اطراف به کار گرفته شود. این مدل درک بهتری از نقش مینیسک در انتقال نیروی وزن وارد بر زانو فراهم می‌کند. امروزه برای بررسی تأثیر مینیسکتومی (Meniscectomy)، انتخاب محل مناسب برای انجام مینیسکتومی، رفتار بیومکانیکی استخوان‌ها و تجزیه و تحلیل ساختاری ایمپلنت‌های ارتوپدی از روش اجزای محدود استفاده می‌کنند^(۶-۴).

مدل با نتایج منطقی مقالات گذشته مقایسه شد و با اینکه اکثر نتایج به صورت کیفی بیان شدند این مطالعه توانست باعث فهم بهتری از رفتار بیومکانیکی مفصل زانو و روش‌های درمانی متفاوت می‌شود. مطالعات گذشته، مقایسه انواع پارگی‌های مینیسک، تأثیر مینیسکتومی بر بیومکانیک زانو برای تعیین نواحی بحرانی مینیسک که در عمل جراحی باید مد نظر قرار داد و مقایسه انواع مینیسکتومی را مورد بررسی قرار داده‌اند اما به طور همزمان، پارگی طولی مینیسک در زمان سالم بودن یا پاره‌بودن لیگامان صلیبی متقاطع قدامی مورد بررسی قرار نگرفته است^(۸-۱۲، ۱۵، ۱۶، ۱۷). نتایج این تحقیق نشان داد لیگامان‌ها نقش مهمی در ثبات مینیسک‌ها دارد و از نتایج به دست آمده می‌توان

این تحقیق محدودیت‌هایی داشت که به آنها اشاره می‌شود. رفتار وابسته به زمان زانو مد نظر این تحقیق نبوده است. با اعمال بارگذاری وابسته به زمان پارگی طولی مینیسک باز شده و قطعات پاره شده مینیسک به سمت خارج از سطح بین استخوان‌های فمور و تیبیا بیرون زده می‌شود.

در حقیقت، از مدل «اجزای محدود» سه‌بعدی دقیق مفصل زانو در بسیاری از زمینه‌های پزشکی مانند شبیه‌سازی مربوط به موارد تصادفات، طراحی تجهیزات ورزشی، شبیه‌سازی طراحی و ساخت ایمپلنت‌های ارتوپدی و بهبود تجهیزات جراحی می‌توان استفاده کرد. لذا نتایج حاصل از توزیع تنش بر مینیسک‌ها در سطح کلینیکی در جراحی‌های مینیسکتومی و ساخت مینیسک مصنوعی مورد استفاده قرار می‌گیرد^(۲۰-۱۷).

نواحی دریافت کننده تنش‌های ماکزیمم نیز در این دو متفاوت می‌باشند، تنش‌های ماکزیمم در مینیسک داخلی در قسمت خلفی و در مینیسک خارجی در بخش قدامی لبه‌های آن قرار دارد. میزان تنش برشی، جابجایی و کرنش در نواحی از مینیسک که تنش بیشتری بر آن وارد می‌شود بیشتر است. و افزایش وزن به شدت بر مقدار تغییر شکل مینیسک‌ها و تنش برشی وارد بر آن تأثیرگذار است ولی افزایش وزن نحوه توزیع دیاگرام‌های جابجایی و کرنش را هیچ تغییری نمی‌دهد.

نتایج عددی نشان می‌دهد که هر پارگی مینیسک منجر به افزایش در تنش فشاری و برشی در قسمت داخلی به خصوص برای مینیسک همراه با پارگی لیگامان بیشتر می‌شود که احتمال اثر کلینیکی برای هنگامی که لیگامان پاره باشد حدود ۵۴٪ افزایش یافته است.

References

1. Teralyn E Carter, Kevin A Taylor, Charles E Spritzer, Gangadhar M Utturkar, Dean C Taylor, Claude T Moorman II, William E Garrett, Farshid Guilak, Amy L McNulty, Louis E DeFrate In vivo cartilage strain increases following medial meniscal tear and correlates with synovial fluid matrix metalloproteinase activity. *Journal of Biomechanics, ELSEVIR*. 2015.
2. Mow Van C and Rik Huiskes eds. *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology. Lippincott Williams & Wilkins* . 2005.
3. Bloecker Katja, Martin Englund, Wolfgang Wirth, Martin Athanasiou, Kyriacos A and Johannah Sanchez-Adams. Engineering the knee meniscus. *Synthesis LeHudelmaier, Rainer BurgKart, Richard B. Frobell and Felix Eckstin. Revision 1 size and position of the healthy meniscus and its correlation with sex, height, weight, and bone area-a cross-sectional study. BMC musculoskeletal disorders*. 2011.
4. Nicholas A Czaplá, Meghan K Sylvia, Zachary F Lerner, David J Tuttle, Otto J Schueckler, Scott J Hazelwood, Stephen M Klisch. Human Knee Joint Finite Element Model Using A Two Bundle Anterior Cruciate Ligament : Validation And Gait Analysis. *Bioengineering and Biotransport Conference*. 2015.
5. Yuefu Donga, Guanghong Hub, Yinghai Donga, Yang Hub and Qingrong Xu. 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*. 2012.
6. Majid Davoodi Makinejad, I Noor Azuan Abu Osman, I Wan Abu Bakar Wan Abas, I Mehdi Bayat. Preliminary analysis of knee stress in Full Extension Landing. *Clinical Science*. 2013.
7. *Abaqus Online Documentation*. 2016. University of Cambridge.
8. Mika E Mononen, Jukka S Jurvelin, Rami K Korhonen. Effects of Radial Tears and Partial Meniscectomy of Lateral Meniscus on the Knee Joint Mechanics during the Stance Phase of the Gait Cycle — A 3D Finite Element Study. *Journal of Orthopaedic Research*. 2013.
9. Davide Edoardo Bonasia, Pietro Pellegrino, 1 Andrea D'Amelio, 1 Umberto Cottino, Roberto Rossi. Meniscal root tear repair: why, when and how? *Orthopedic Reviews*. 2015.
10. Ji Hyun Koo¹, Sang-Hee Choi, Seung Ah Lee, Joon Ho Wang. Comparison of Medial and Lateral Meniscus Root Tears. *Plos One* . 2015.
11. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material. 2012.
12. A. Levillain y, C. Boulocher z, S. Kaderli x, E. Vignier z, D. Hannouche k, T. Hoc y, H. Magoaric. Meniscal biomechanical alterations in an ACLT rabbit model of early osteoarthritis. *OARSI*. 2015.
13. Jie C Nguyen, Arthur A De Smet, Ben K Graf, Humberto G Rosas. MR Imaging-based Diagnosis and Classification of Meniscal Tears. *RSNA* 2014.
14. Saeideh Saeidi, Nima Jamshidi. Effect Of Meniscectomy On The knee With Analysis Finite Element Product 3D M.R.I Knee Joint .2014.
15. Hasan Basri Sezera, Yavuz Arikant, Raffi Armagana, Osman Tugrul Eren. Bilateral bucket handle medial meniscal tears of the knee: A case report. *Elsevier*. 2013.
16. Barrett S Boody, Imran M Omar, James A Hill. Displaced Medial and Lateral Bucket Handle Meniscal Tears With Intact ACL and PCL. 2015.
17. Jae Hwi Han, Jae Gwang Song, Jae Ho Kwon, Kyung Woon Kang, Daviesh Shah. Spontaneous Healing of a Displaced Bucket-Handle Tear of the Lateral Meniscus in a Child. 2014.
18. Hatem Galal Said, Saumitra Goyal, and Tarek Nabil Fetih. Meniscus delivery: a maneuver for easy arthroscopic access to the posterior horn of the medial meniscus. *SICOT-J*, 2016.
19. www.healthline.com
20. www.medicinenet.com
21. www.iranorthoped.