

بررسی تاثیر منیسکتومی بر بیومکانیک زانو با تحلیل اجزای محدود مدل حاصل از ام.آر.آی سه بعدی مفصل زانو

سعیده سعیدی^۱، دکتر نیما جمشیدی^۲

۱- محقق، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

۲- استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

چکیده

زمینه و هدف: تحقیقات نشان داده‌اند تنش‌های فشاری و برشی وارد بر غضروف مفصلی و منیسک‌ها بعد از منیسکتومی زانو عامل اساسی در آسیب‌های مخرب مفصلی از جمله استئوآرتریت می‌باشد. هدف اصلی این پژوهش تعیین دیاگرام توزیع تنش منیسک‌های داخلی و خارجی و تعیین سطح مناسب جهت منیسکتومی می‌باشد.

روش بررسی: مدل اجزای محدود ۳ بعدی بیومکانیکی مفصل زانو به کمک عکس‌های سی‌تی‌اسکن ساخته شد. ساختار استخوانی مفصل سالم در نرم‌افزار Mimics و منیسک‌های داخلی و خارجی در Solidworks طراحی شدند.

یافته‌ها: دیاگرام توزیع تنش ماکزیمم در مفصل سالم دو برابر مفصل منیسکتومی شده بود. نواحی حداکثر فشار و تمرکز تنش مشخص شد و سطح مناسب منیسکتومی تعیین گشت. ماکزیمم تنش برای مفصل سالم که با نواحی بحرانی تلقی شده‌اند، در ناحیه خلفی منیسک داخلی با مقدار MPa (Mega Pascal) ۱/۶۲۲، و در لبه‌های قدامی منیسک خارجی با مقدار MPa ۱/۱۵۹ رخ می‌دهد.

نتیجه‌گیری: نواحی بحرانی، منطقه مجاز جهت عمل منیسکتومی را برای جراح تعیین می‌کند. با افزایش نیروی وزن یا عمل منیسکتومی دیاگرام توزیع تنش تغییری نمی‌کند بلکه فقط مقدار تنش در همان ناحیه مفصل سالم افزایش می‌یابد.

واژه‌های کلیدی: اجزای محدود، منیسک، تیبیوفمورال، پتلافمورال، بیومکانیک، منیسکتومی

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۳/۲۰، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۹/۱۸)

نویسنده مسئول: دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه اصفهان، گروه مهندسی پزشکی، اصفهان

Email: nima_jamshidi@yahoo.com

مقدمه

نیروهای ماهیچه‌ای، تنش‌های غضروفی و پیش بینی آسیب‌های زانو در وضعیت‌ها و شرایط مختلف بارگذاری ارایه خواهد نمود (۶، ۷). مزیت روش المان محدود در بررسی بیومکانیک مفصل مقاوم بودن آن برای تلفیق نمودن هندسه سه بعدی مفصل زانو، قیود پیچیده و شرایط بارگذاری، همچنین موادی با ویژگی‌های غیر خطی و ناهمگن است (۱۰-۸).

در گذشته بیشتر ارزیابی‌ها بر روی مدل‌های دو بعدی صورت می‌گرفت. امروزه با پیشرفت علم و با استفاده از روش‌های اجزای محدود، ارزیابی بیومکانیکی سه بعدی مفصل امکان‌پذیر شده است (۱۱، ۱۲). عبدالرحمان و حفطی یک مدل دینامیکی شبه دو بعدی طراحی نمودند و چند سال بعد آن را به یک مدل سه بعدی گسترش دادند (۷). مدل‌های ۳ بعدی المان محدود به فهم نحوه توزیع تنش در مفصل زانوی انسان و روند پیشرفت‌های جراحی منیسکتومی کامل و جزئی بسیار اهمیت دارد. به دلیل اینکه منیسکتومی کامل در طول زمان سبب بروز بیماری‌های استئوآرتریت می‌شود، از جانب پزشکان ممنوع اعلام شده و فقط منیسکتومی جزئی انجام می‌شود. که آن نیز با گذشت زمان آثار مخرب دارد. برای مثال رنگر و همکارانش

منیسک‌ها مهمترین اعضای دینامیک ایجاد پایداری در کپسول مفصلی هستند، که با افزایش سطح تماس و توزیع مجدد بار، تنش‌های فشاری بر سطح استخوان تیبیا را کاهش می‌دهند (۲، ۱). آن‌ها دارای ساختار غضروفی بوده و با عمل به عنوان یک دمپر نقش انتقال بار و جذب شوک را نیز بر عهده دارند (۳، ۴). هر مفصل دارای ۲ منیسک داخلی (Medial) و خارجی (Lateral) است؛ منیسک داخلی در ایجاد پایداری و منیسک خارجی عامل تطابق سطح مفصلی در سمت خارج زانو بوده و به دلیل تحرک بیشتر و اتصالات کمتر، بیشتر در معرض آسیب قرار دارد (۵).

مطالعه بیومکانیک کل مفصل زانو در درک عملکرد و تعاملات بین اجزای مختلف زانوی سالم و بیمار کمک شایانی خواهد نمود و نه تنها در روند پیشگیری و توان بخشی، بلکه در طراحی، بازسازی و تهیه سیستم‌های جایگزین زانو (Total knee Arthroplasty TKA) نقش مؤثری خواهد داشت. از این رو برای سال‌های متمادی مطالعه بیومکانیک مفصل زانو همواره مورد توجه محققین زیادی بوده است. استفاده از مدل‌های بیومکانیکی و تحلیل اجزای محدود همچنین درک صحیحی از

المان محدود ابزار کارا، قوی و مکملی برای بررسی بیومکانیک مفصل زانو است.

پنیا و همکاران آنالیز اجزای محدود از رفتارهای مشترک رباطها و منیسکها در مدل محاسباتی سه بعدی زانوی سالم انجام داده و توزیع تنش و فشار در سطح منیسک و غضروف را برای بررسی تأثیر منیسکتومی بر آسیبهای تخریب غضروف بدست آوردند (۲۰،۳). در مطالعه دیگری پنا و همکاران با تحلیل اجزای محدود سه بعدی، رفتارهای مشابه لیگامنتها و منیسکهای زانوی انسان سالم، تنشهای همگن (Homogeneous stress) و نیروهای کششی بافتهای سخت بیولوژیک مانند لیگامنتها و سینماتیک زانو تحت بارهای خارجی فیزیولوژیکی را محاسبه نمودند. نتایج مطالعه پنا و همکاران نشان می‌دهد پارگی منیسک در راستاهای مختلف می‌تواند به شدت بر بیومکانیک مفصل زانو تأثیر بگذارد. نتایج این بررسی حاکی از افزایش تنشهای تماسی در اثر منیسکتومی در راستای شعاعی و مایل و بالعکس کاهش فشار تماسی در اثر افزایش سطوح تماسی حاصل از پارگی در راستای طولی مفصل می‌باشد. نتایج کار آنها همچنین نشان می‌دهد که افزایش مدول یانگ در سطوح تماسی سبب افزایش قابل توجه فشار تماسی و حداکثر تنش برشی و فشاری در آن‌ها می‌گردد. این بررسی همچنان نشان می‌دهد که کاهش ضریب پواسون در این سطوح باعث افزایش حداکثر تنش برشی و فشاری و کاهش فشار تماسی می‌گردد.

شیرازی و عدل یک مدل اجزای محدود غیرخطی از مفصل زانو را بسط داده و بیومکانیک مفصل تیبیوفمورال تحت بار کششی ۲۰۰ نیوتنی داخلی با پیش بار خارجی فشاری ۱۵۰۰ نیوتن ارزیابی کردند و احتمال فساد زانویی را در بیماری منیسکتومی جزئی همراه با یک رباط صلیبی ضعیف پیش بینی نمودند (۲۰-۲۲).

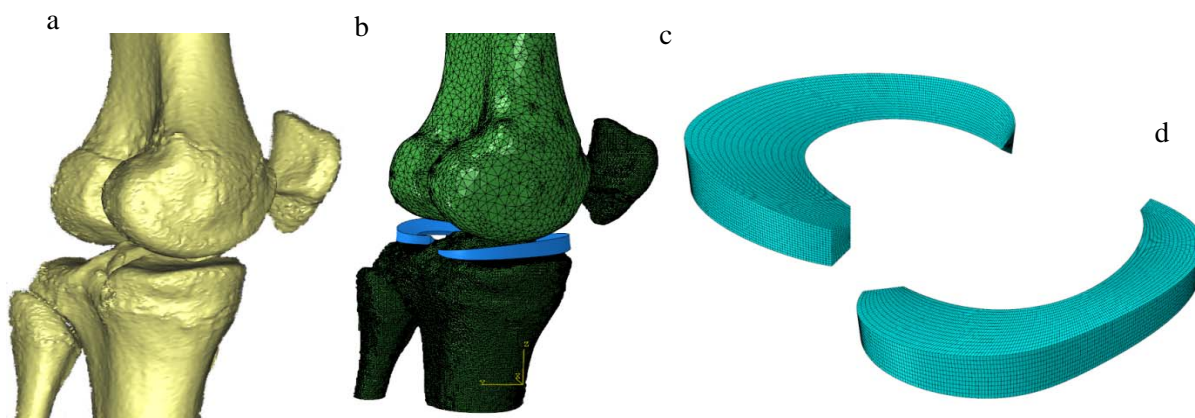
هدف از این تحقیق ایجاد یک مدل هندسی ۳ بعدی دقیق مفصل زانو شامل منیسک با استفاده از تصاویر CT-scan و MRI زانو، و تحلیل اجزای محدود آن در نرم‌افزار ABAQUS (مجموعه نرم افزار برای تجزیه و تحلیل المان محدود و مهندسی به کمک کامپیوتر، در اصل در سال ۱۹۷۸ مقرر بوده که نام این نرم‌افزار Abacus به معنای ابزار محاسبه چرتکه می‌باشد که به دلیل اخذ نام توسط کمپانی دیگری C به Q تبدیل شده است) با مقادیر واقعی خواص مکانیکی استخوان و منیسک و به صورت الاستیک و همگن

دریافتند که بعد از ۴ سال در ۳۸٪ از موارد منیسکتومی جزئی داخلی و در ۲۴٪ از موارد منیسکتومی جزئی خارجی آسیبهای مخرب مفصلی دیده شده است (۱۳).

مفصل زانوی انسان دارای یک ساختار ۳ بعدی پیچیده است که هندسه آن به سادگی توسط مدل جامد نشان داده نمی‌شود. نخستین مدل‌های المان محدود از نمایش تقارن محوری (Axisymmetric) زانو استفاده می‌کرد؛ اما مدل‌های تقارن محوری هندسه سه بعدی پیچیده تیبیا-فمور-منیسک را به درستی نشان نمی‌داد (۱۴). ویلسون و همکارانش با روش اجزای محدود روی یک مدل تقارن محوری زانو توزیع تنش و کرنش و سرعت سیال را در غضروف مفصلی قبل و بعد از منیسکتومی محاسبه کردند و ثابت شد رفتار منیسک و غضروف مفصلی را نمی‌توان به شکل تقارن محوری در نظر گرفت (۱۵). در مطالعه ای دیگر وزیری و همکارانش تأثیر منیسکتومی و تعویض منیسک بر توزیع تنش مفصل زانوی انسان را بررسی کردند. آن‌ها از یک مدل اجزای محدود متقارن محوری شامل استخوان‌های فمور و تیبیا، منیسکها و صفحه غضروفی تیبیا استفاده کردند. غضروف مفصلی را به صورت ۳ لایه مدل کرده و با تعیین خواص منیسکها و لایه‌های غضروفی، رفتار منیسکها را در مفصل زانو در حالت ایستاده بررسی کردند. آن‌ها همچنین نقش جنس غضروفها و منیسکها را در توزیع تنش برشی مفصل زانوی سالم و بعد از منیسکتومی بررسی کردند. نتایج میزان مدول الاستیک ۱۱۰ MPa را برای منیسک مصنوعی الاستیک خطی مدل شده در تحقیق بدست آورد که تقریباً مشابه مدول الاستیک منیسک در راستای محیطی می‌باشد (۱۷).

پس از آن برای مدل‌سازی هندسه ۳ بعدی مفصل زانو، شامل منیسک، از تصاویر زانوی اجساد استفاده می‌شد. هات دونا و همکارانش یک مدل محاسباتی اجزای محدود سه بعدی شامل غضروف، منیسک و لیگامنتها از مفصل زانو جسد شبیه‌سازی کرده وبا در نظر گرفتن خواص مکانیکی واقعی استخوانها، غضروف و منیسک، رفتار تماسی غضروفها را در حرکت‌های فلکشن و اکستنشن تحلیل کردند (۱۴، ۱۸). گس با استفاده از MRI زانوی جسد و مدل‌سازی دینامیکی لیگامنتها و بارگذاری در شرایط یکسان فشارها و نیروهای تماسی را در مدل‌های مختلف محاسبه کرد (۱۹). به دلیل مشکلات، محدودیت‌های عملی و اخلاقی همچنین هزینه هنگفت انجام مطالعات تجربی بر روی زانوی زنده و جسد استفاده از مدل‌سازی ریاضی به روش

تبدیل شد تا مدل سازی به آناتومی زانوی طبیعی نزدیک باشد (۲۳). ساختار استخوانی مفصل با ماژول FEA در نرم افزار Mimics مش بندی شد. المان ها از نوع ۴ گره تتراهدرال (Tetrahedral) بوده و تعداد آن ها در کل ۳۱۵۸۶ برای استخوان های کشکک ۳۰۴۴، درشتنی ۱۲۲۰۶، نازکنی ۲۶۸۲ و برای استخوان ران ۱۳۶۵۴ استفاده شد. منیسک ها جداگانه در نرم افزار ABAQUS با المان های ۴ گره تتراهدرال، منیسک خارجی با تعداد ۱۹۷۴۷ و منیسک داخلی با تعداد ۱۳۵۲ مش بندی شدند. برای دریافت نتایج مطلوب ۳ استخوان تیبیا، کشکک و فیولا با هم مونتاژ شدند، منیسک ها روی صفحه تیبیا قرار گرفتند و در نهایت استخوان فمور بالای منیسک ها قرار گرفت. همچنین دو صفحه صلب در بالای فمور و پایین تیبیا تعریف کردیم تا نیروی را به صورت فشاری وارد کند و عدم تمرکز تنش در یک نقطه داشته باشیم. شکل ۱ مدل ۳ بعدی مفصل زانو ساخته شده در نرم افزار Mimics و مدل مش بندی استخوان ها و منیسک ها را نشان می دهد.



شکل ۱- مدل ۳ بعدی زانو: a ساختار استخوانی مدل شده در نرم افزار Mimics. b مدل اجزای محدود مفصل شامل منیسک ها. c مش بندی منیسک خارجی (LM). d مش بندی منیسک داخلی (MM)

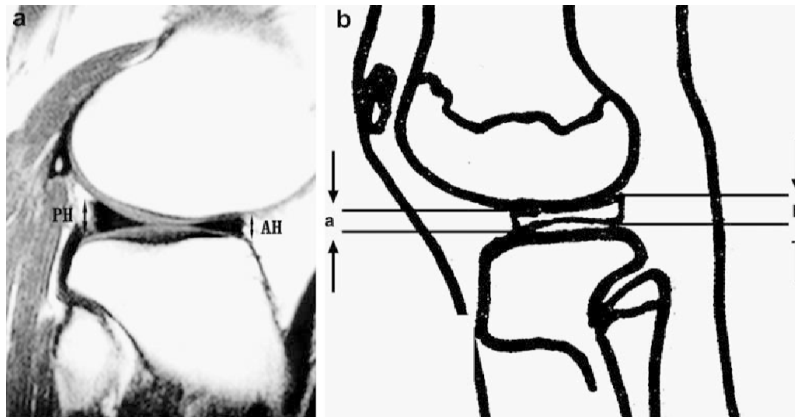
واضح تری از بافت سخت در اختیار قرار می دهد. هر منیسک به ۳ ناحیه، لبه قدامی (Anterior horn)، وسط جسم (Mid-body) و لبه خلفی (Posterior horn) تقسیم شد و ارتفاع و عرض منیسک ها در این ۳ ناحیه اندازه گیری شد (۲۶-۲۴). شکل ۲ و ۳ پارامترهای مورد استفاده در اندازه گیری ابعاد منیسک ها در صفحات سجیتال و کروئال، و جدول ۱ ابعاد منیسک ها را نشان می دهد.

است. در نهایت بررسی دیاگرام توزیع تنش فشاری بر صفحات منیسک و در نتیجه تعیین ناحیه مناسب جهت منیسکتومی می باشد.

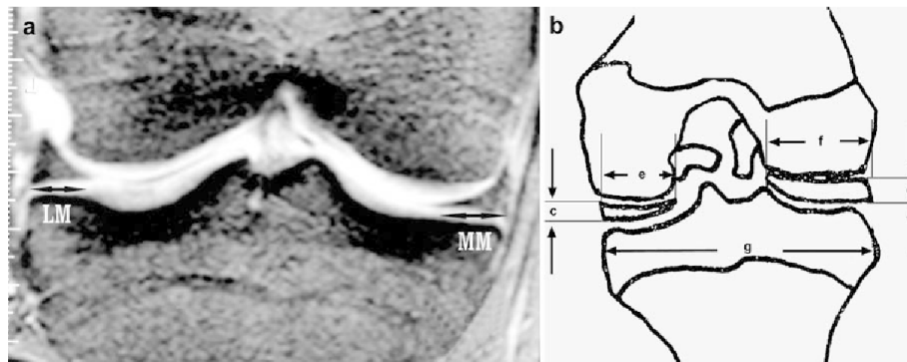
روش بررسی

۱-۲ مدل ۳ بعدی اجزای محدود مفصل زانو: هندسه و مش تصاویر CT-scan مربوط به زانوی چپ سالم یک نمونه ۱۸ ساله مرد مورد استفاده قرار گرفت. تصاویر، صفحات موازی ۲ بعدی از ۳ نمای سجیتال (Sagittal)، کروئال (Cronal) و اکسیال (Axial) مفصل زانو، با ابعاد ۵۱۲*۵۱۲ پیکسل و اندازه هر پیکسل ۰/۴۸۸ میلی متر، و فاصله اسلایس ها از هم ۰/۶۲۵ و با فرمت DICOM است. اسکن ها به نرم افزار Mimics نسخه ۱۰/۰۱ وارد شدند، مدل ۳ بعدی زانو شامل استخوان فمور، تیبیا، پتلا، فیولا و ۲ مفصل تیبیا فمورال و پتلا فمورال بدست آمد. به دلیل اینکه نرم افزار Mimics در این نسخه ساختارها را به صورت پوسته (Shell) مدل می کند در مرحله مونتاژ در نرم افزار ABAQUS تمام ساختار استخوانی به جسم جامد (Solid)

۲-۲ مدل ۳ بعدی منیسک با اندازه گیری ابعاد از روی عکس MRI نرم افزار Mimics نسخه ۱۰/۰۱ قادر به تشخیص بافت های با چگالی بسیار کم از جمله غضروف و منیسک نمی باشد، بنابراین ابعاد منیسک ها از تصاویر MRI همین نمونه و با استفاده از ماژول اندازه گیری دقیقی که در این نرم افزار تعبیه شده، اندازه گیری و در نرم افزار Solidworks جداگانه مدل شدند. تصاویر MRI بر خلاف CT-scan، بافت های نرم را به خوبی نشان می دهد ولی تصاویر CT-scan، مدل ۳ بعدی



شکل ۲- a یک اسلایس MRI از صفحه سجیتال، ارتفاع قدامی (AH) و خلفی (PH) لبه منیسک خارجی را نشان می‌دهد. b پارامترهای اندازه‌گیری: a ارتفاع قدامی لبه منیسک خارجی b ارتفاع خلفی لبه منیسک خارجی.



شکل ۳- a پهنای منیسک خارجی (LM) و منیسک داخلی (MM) در یک اسلایس MRI از صفحه کرونال در وسط جسم. b پارامترهای اندازه‌گیری: c ارتفاع منیسک خارجی در وسط d ارتفاع منیسک داخلی در وسط e پهنای منیسک خارجی در وسط f پهنای منیسک داخلی در وسط g نسبت اندازه منیسک به تیبیا

جدول ۱- ابعاد منیسک نمونه مورد مطالعه

منیسک داخلی	منیسک خارجی		
$5/32 \pm 0/95$	$4/33 \pm 0/98$	ارتفاع سجیتال	لبه قدامی
$7/78 \pm 1/86$	$8/88 \pm 2/3$	پهنای کرونال	
$5/03 \pm 0/914$	$4/94 \pm 0/99$	ارتفاع کرونال	وسط جسم
$7/37 \pm 2/65$	$8/37 \pm 0/83$	پهنای کرونال	
$5/53 \pm 0/99$	$5/36 \pm 1/03$	ارتفاع سجیتال	لبه خلفی
$11/71 \pm 2/63$	$9/7 \pm 41/69$	پهنای کرونال	

همگن و الاستیک ارتوتروپیک (Orthotropic elastic) در نظر گرفته شدند و خواص مکانیکی آن‌ها بر اساس مطالعات پیشین انتخاب شد (جدول ۲) (۱۴، ۱۷، ۲۹-۲۷). در هر دو سطر جدول E مدول الاستیک، G مدول برشی، ν ضریب پواسون، ۱ راستای شعاعی، ۲ راستای محیطی و ۳ در راستای طولی استخوان است.

۳-۲ خواص مکانیکی، بارگذاری و شرایط مرزی برای تحلیل المان محدود مدل ۳ بعدی، نرم‌افزار قدرتمند ABAQUS که از گذشته قابل توجه محققان بوده است، نسخه ۶/۱۱ استفاده شد. در بسیاری از مدل‌های زانو سه بعدی پیشین فمور و تیبیا صلب فرض شده بود ولی در این تحقیق رفتار جنس استخوان‌های متراکم فمور و تیبیا به صورت

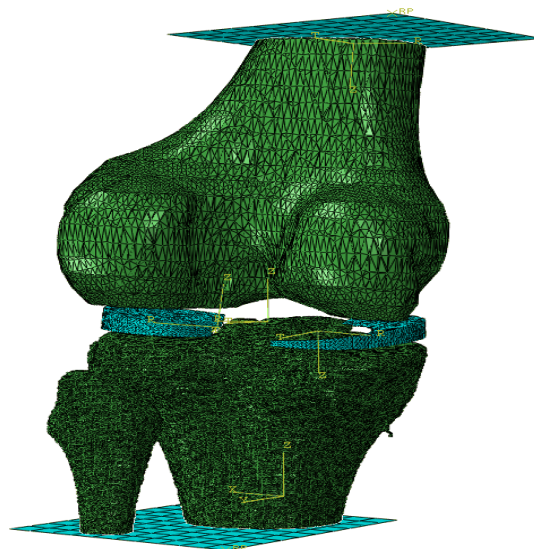
جدول ۲- خواص ارتوتروپیک استخوان های متراکم فمور و تیبیا

ν_{23}	ν_{13}	ν_{12}	G_3 (GPa)	G_2 (GPa)	G_1 (GPa)	E_3 (GPa)	E_2 (GPa)	E_1 (GPa)	
۰/۲۴	۰/۲۲	۰/۳۸	۶/۲۳	۵/۶۱	۴/۵۳	۲۰/۰	۱۳/۴	۱۲/۰	فمور
۰/۱۴	۰/۱۲	۰/۴۹	۴/۹	۳/۶	۲/۴	۱۸/۴	۸/۵	۶/۹	تیبیا

یک گره کوچک در نظر گرفت آن را به عنوان یک فنر خطی با سفتی 200 N/mm مدل کردیم (۱۸). سطوح تماس بین فمور و منیسک، منیسک و تیبیا، فمور و تیبیا برای هر دو نیمه مفصلی داخلی و خارجی مدل شد. شرایط تماسی مدل کاملاً وابسته به امکان حرکات لغزشی می‌باشد. در تمام طول بارگذاری حرکات‌های چرخشی فمور و تیبیا و حرکات‌های فکشن و اکستنشن، واروس و والگوس (varus-valgus) فمور، همچنین استخوان تیبیا با اکستنشن کامل در سطح پایینی خود ثابت شد (۲۳).

نیروی فشاری عمودی مبنا 800 N (نیروی وزن بدن) بر سطح بالایی فمور در حالت اکستنشن کامل و زمان بارگذاری 1500 ثانیه اعمال شد. تماس‌های غیر خطی همه سطوح را بدون اصطکاک فرض کردیم (۳۲-۳۴). شکل ۴ مدل کامل مونتاژ شده ساختار مش‌بندی مفصل زانو شامل ساختار استخوانی، منیسک‌ها و صفحات تعریف شده بالای آن‌ها برای بارگذاری را نشان می‌دهد.

منیسک‌ها به صورت همگن و الاستیک خطی و ترنسورس ایزوتروپیک (Transversely Isotropic) با مدول الاستیک شعاعی و طولی 20 MPa و محیطی 140 MPa فرض شد. ضریب پواسون منیسک‌ها از مطالعات اجزا محدود گذشته در صفحه ایزوتروپی $0/2$ و خارج از صفحه ایزوتروپی $0/3$ و مدول برشی $57/7 \text{ MPa}$ در نظر گرفته شد. چگالی استخوان‌ها و منیسک به ترتیب بر اساس تحقیقات گذشته به ترتیب Kg/m^3 1500 و $116/7$ می‌باشد (۳۱،۳۰،۱۶). مقدار سفتی لبه‌های منیسک با استفاده از مدول لیگامنت‌ها (111 Mpa)، میانگین سطح مقطع عرضی (50 mm^2) و طول (3 mm) برای مدل هندسی هر ۴ لبه منیسک، مقدار 2000 N/mm تخمین زده شد. لیگامنت‌های اتصال دهنده لبه‌های منیسک به صفحه تیبیا با فنرهای خطی مدل شدند و هر یک از لبه‌های منیسک با فنرهای خطی به صفحه تیبیا متصل شدند؛ هر لیگامنت با یک فنر خطی با سختی 2000 N/mm شبیه‌سازی شد. به دلیل اینکه مساحت سطح مقطع عرضی لیگامنت transverse ligament (TL) به اندازه‌ای است که می‌توان آن را به عنوان



شکل ۴- مدل مونتاژ کامل زانو

۲-۴ مدل مفصل زانو با منیسکتومی داخلی کامل

اگر چه هدف از این پروژه بررسی رفتار منیسک تحت اعمال نیروی وزن بدن است، بررسی منیسکتومی زانو به معنی خارج کردن بخشی از منیسک آسیب دیده حائز اهمیت است. از آنجایی که منیسکتومی کامل حادثترین نوع آن می باشد سعی شده است تنش های وارد بر منیسک خارجی پس از خارج کردن منیسک داخلی تعیین گردد (۳۵).

مدل المان محدود را از مفصل سالم تیبیوفمورال با حذف منیسک داخلی بدست آوردیم و با اعمال نیروی وزن بدن نتایج بر منیسک خارجی بدست آمد.

یافته ها

۳-۱ مفصل سالم تیبیوفمورال

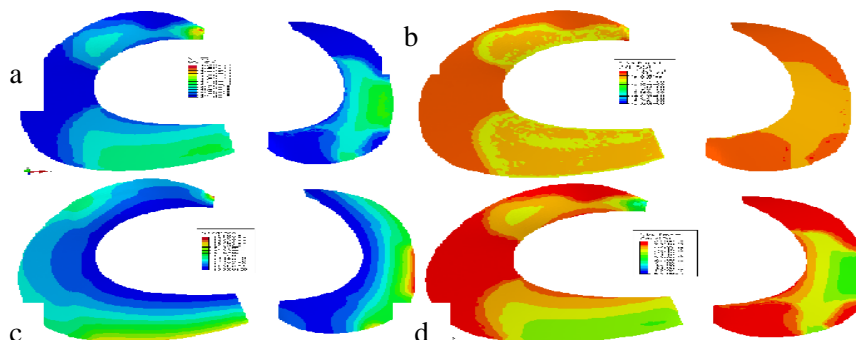
نتایج حاصل از اعمال نیروی ۸۰۰N بر یک مفصل سالم تیبیوفمورال مربوط به یک مرد ۱۸ ساله نشان می دهد که در مفصل سالم تماس غضروف- غضروف برقرار است. منیسک ها حدود ۸۱٪ از کل نیروی عمودی وزن را انتقال می دهند که از این مقدار، ۴۹٪ از کل نیروی وزن را منیسک داخلی انتقال می دهد. حداکثر فشار تماسی در ناحیه خلفی منیسک داخلی با مقدار ۱/۶۲۲ MPa اتفاق می افتد و در لبه های قدامی منیسک خارجی با مقدار ۱/۱۵۹ MPa رخ می دهد. همان گونه که در شکل ۵ نشان داده شده است فشار تماسی در بخش خلفی منیسک داخلی بیشتر از بخش قدامی منیسک خارجی است (۳).

رفتار کلی مفصل با توجه به جابجایی عمودی دامنه حرکتی استخوان ران بر اثر نیروی فعال، تقریباً خطی است. در بارگذاری های کوچک (کمتر از ۶۵٪ کل بارگذاری) تغییر شکل خطی است و در بارگذاری های بیشتر، منیسک ها بیشتر دچار

تغییر شکل می شوند تا به حداکثر تجانس دست یابند. بنابراین، سفتی کلی مفصل در برخی قسمت ها پارامترهای خطی را کاهش می دهد، و پس از دست یابی به ناحیه حداکثر تماس مجدداً آن را پایدار می سازد (۲۳).

تنش های اصلی مینیمم (Min. Principal Stress) در قسمت خلفی منیسک داخلی با مقدار ۲/۰۶۷ MPa و فشاری، و در بخش قدامی لبه های منیسک خارجی با مقدار ۱/۲۹۲ MPa و فشاری است.

ماکزیمم تنش برشی روی صفحه منیسک داخلی ۱/۹۶۱MPa و روی صفحه منیسک خارجی ۱/۵۴۴ MPa می باشد. توزیع تنش برشی بر صفحات منیسک داخلی و خارجی بسیار شبیه به توزیع تنش های اصلی مینیمم می باشد. از این رو نتیجه می شود در نواحی که تنش های نرمال ماکزیمم است تنش های برشی نیز ماکزیمم است، لذا این نتیجه برای انتخاب سطح مناسب جهت منیسکتومی بسیار حائز اهمیت می باشد. جابجایی ماکزیمم روی صفحه منیسک خارجی ۱ mm-۱/۸۳۷e و در بخش خلفی آن و ماکزیمم جابجایی روی صفحه منیسک داخلی ۱ mm-۲/۱۰۷e و در بخش قدامی لبه های منیسک می باشد بنابراین در نواحی با تنش ماکزیمم جابجایی بیشینه رخ می دهد؛ به عبارت دیگر عاملی که باعث جابجایی سطح منیسک ها می شود نحوه توزیع تنش است. مقدار کرنش ماکزیمم روی صفحه منیسک خارجی در بخش خلفی و با اندازه ۲-e-۲ و ۱/۹۷۸ و روی صفحه منیسک داخلی ۲-e-۲/۳۴۰ می باشد که همگی با کاهش ضخامت منیسک همراه بوده است و نواحی با تنش ماکزیمم دارای حداکثر کرنش می باشد. شکل ۵ نحوه توزیع فشار تماسی، مینیمم تنش اصلی، جابجایی و کرنش را نشان می دهد.



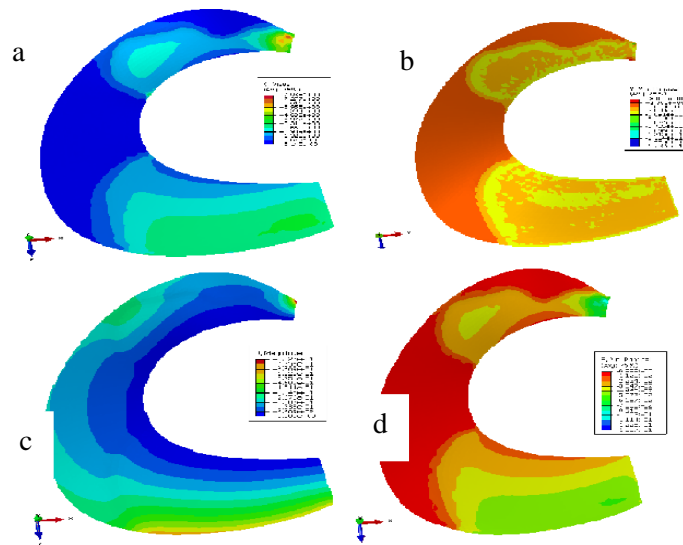
شکل ۵- a دیاگرام توزیع فشار تماسی روی سطح منیسک های داخلی و خارجی مفصل سالم. b توزیع تنش اصلی مینیمم (Min. Principal Stress). c دیاگرام جابجایی. d دیاگرام کرنش خارجی (راست منیسک داخلی، چپ منیسک خارجی)

۲-۳ منیسکتومی داخلی کامل

با خارج کردن منیسک داخلی فقط نحوه توزیع تنش روی منیسک خارجی بررسی شده است که دقیقاً مانند مفصل زانوی سالم، در ناحیه قدامی لبه‌های منیسک و اندازه آن افزایش قابل توجهی داشته است اندازه تنش تماسی ماکزیمم منیسک خارجی $7/938 \text{ MPa}$ و اندازه تنش تماسی میانگین $4/672 \text{ MPa}$ بوده است.

ماکزیمم تنش فشاری در صفحه منیسک خارجی بعد از منیسکتومی کامل $3/691 \text{ MPa}$ ، ماکزیمم تنش برشی در

بخش قدامی لبه‌های منیسک بوده و اندازه آن $5/603 \text{ MPa}$ می‌باشد. ماکزیمم میزان جابجایی داخلی در محل ماکزیمم تنش بوده و اندازه آن $5/351 \text{ e-1 mm}$ می‌باشد. ماکزیمم میزان کرنش در منیسک خارجی $7/8 \text{ e-2}$ می‌باشد. شکل ۶ نحوه توزیع تنش فشاری و اصلی، جابجایی و کرنش را برای مفصل منیسکتومی نشان می‌دهد. جدول ۳ تمام نتایج مربوط به مفصل سالم و منیسکتومی شده را نشان می‌دهد.



شکل ۶- a دیاگرام توزیع فشار تماسی روی سطح منیسک خارجی مفصل منیسکتومی شده. b توزیع تنش اصلی مینیمم (Min. Principal Stress). c دیاگرام جابجایی. d دیاگرام کرنش.

جدول ۳- مقادیر فشار تماسی، تنش اصلی مینیمم، تنش برشی، جابجایی و کرنش برای منیسک داخلی و خارجی مفصل سالم و منیسکتومی داخلی کامل

کرنش	جابجایی (mm)	تنش برشی (MPa)	مینیمم تنش اصلی (MPa)	فشار تماسی (MPa)	منیسک	
$2/340 \text{ e-2}$	$2/107 \text{ e-1}$	$1/961$	$2/067$	$1/622$	داخلی	مفصل سالم
$1/978 \text{ e-2}$	$1/837 \text{ e-1}$	$1/544$	$1/292$	$1/159$	خارجی	
$7/8 \text{ e-2}$	$5/351 \text{ e-1}$	$5/603$	$7/938$	$3/691$	خارجی	منیسکتومی داخلی کامل

بحث

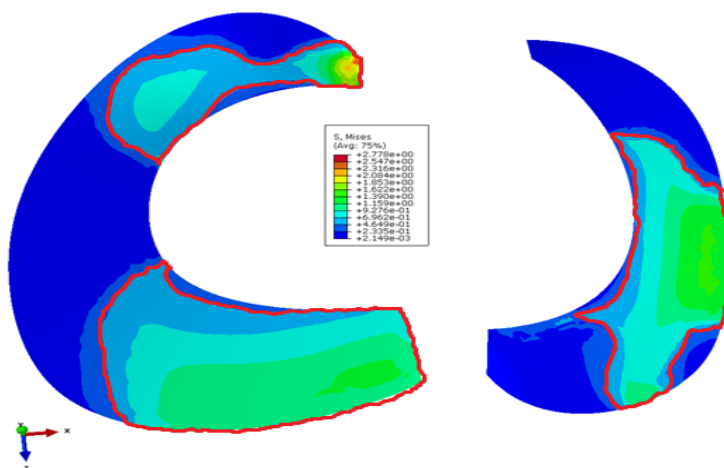
مدل ۳ بعدی اجزای محدود مفصل زانوی انسان شامل استخوان‌های فمور، تیبیا، پتلا، فیولا و منیسک‌های داخلی و خارجی تحت بار فشاری وزن ایجاد شد. این مدل درک بهتری از نقش منیسک در انتقال نیروی وزن وارد بر زانو و بررسی تأثیر منیسکتومی بر بیومکانیک زانو فراهم می‌کند. مدل با نتایج

منیسک به عنوان عضوی از مفصل زانو که ظرفیت احیاکنندگی محدودی دارد شناخته شده است. منیسکتومی منجر به تنش‌های افزایشده در سطوح غضروف مفصلی و منیسک می‌شود؛ از این رو تلاش در جهت کاهش تنش‌های بعد از منیسکتومی مورد توجه بسیاری از دانشمندان می‌باشد.

شکل منیسک‌ها و تنش برشی وارد بر آن تاثیر گذار می‌باشد ولی افزایش وزن نحوه توزیع دیگرام‌های جابجایی و کرنش را هیچ تغییری نمی‌دهد. برای منیسک‌ها یک سری نواحی بحرانی در نظر گرفتیم که تجاوز از محدوده آن‌ها می‌تواند خطرآفرین باشد. این نواحی بحرانی همان نواحی با تنش‌های ماکزیمم هستند که در شکل ۷ با خط قرمز دور آن‌ها مشخص کردیم که خط مشی جراحان را تعیین می‌کند و جراح در منیسکتومی باید از خارج کردن این نواحی بپرهیزد. زیرا با خارج کردن نواحی از منیسک که بیشترین سهم را در دریافت تنش‌های ناشی از وزن دارند، عملاً این سطح انتقال دهنده نیروی وزن از استخوان فمور به سطح استخوان تیبیا را حذف کرده ایم و باعث تماس غضروف- غضروف سطوح غضروفی استخوان‌های فمور و تیبیا می‌شویم. این تماس در مدت زمانی کوتاه باعث ساییدگی سطوح غضروفی دو استخوان شده و بیماری‌های استئوآرتریت را به همراه دارد.

منطقه مقالات گذشته مقایسه شد و با اینکه اکثر نتایج به صورت کیفی بیان شدند باعث فهم بهتری از رفتار بیومکانیکی مفصل زانو و روش‌های درمانی متفاوت می‌شوند.

از نتایج بدست آمده می‌توان دریافت در زانوی سالم میزان تنش ماکزیمم در منیسک داخلی بیشتر از منیسک خارجی بوده از این رو منیسک داخلی بیشتر دچار آسیب خواهد شد. همچنین نواحی دریافت کننده تنش‌های ماکزیمم نیز در این ۲ متفاوت می‌باشد، تنش‌های ماکزیمم در منیسک داخلی در قسمت خلفی و در منیسک خارجی در بخش قدامی لبه‌های آن قرار دارد. با افزایش وزن یا عمل منیسکتومی، مساحت سطح دریافت کننده تنش‌های ماکزیمم افزایش نمی‌یابد بلکه فقط مقدار تنش‌های وارده به همان سطوح بیشتر می‌شود. میزان تنش برشی، جابجایی و کرنش در نواحی از منیسک که تنش بیشتری بر آن وارد می‌شود بیشتر است. و افزایش وزن به شدت بر مقدار تغییر



شکل ۷ نواحی بحرانی منیسک‌ها

در سطح کلینیکی در جراحی‌های منیسکتومی و ساخت منیسک مصنوعی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

قدردانی

از بیمارستان سینا و الزهرا بابت در اختیار گذاشتن عکس‌های CT-scan و MRI کمال تشکر را داریم.

در حقیقت، استفاده از مدل اجزای محدود ۳ بعدی دقیق مفصل زانو در بسیاری از زمینه‌های پزشکی مانند شبیه‌سازی مربوط به موارد تصادفات، طراحی تجهیزات ورزشی، طراحی و ساخت ایمپلنت‌های ارتوپدی و بهبود تجهیزات جراحی می‌توان استفاده کرد. لذا نتایج حاصل از توزیع تنش بر منیسک‌ها

REFERENCES

1. Rahemi H, Mostafavi SK, Esfandiarpour F, Parnianpoor M, Adl AS. A review for knee joint modeling using Finite Element method. J Mod Rehabil 2011;5(3).
2. Abdollahi SM, Maleki A, Jamshidi N. A review for Finite Element models of Knee joint studies. J Res Rehabil 2012;8(3).

3. Amlashi DG. Clinical Evaluation of Knee. *Mod Med Mag* 2010;481:109-732.
4. Peña E, Calvo B, Martínez MA, Palanca D, Doblaré M. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clin Biomech* 2005;20(5):498-507.
5. Baillot YF, Rolland JP, Wright DL. Automatic modeling of knee joint motion for the virtual reality dynamic anatomy (VRDA) tool. *Stud Health Technol Inform* 1999;62:30-5.
6. Bendjaballah MZ, Shirazi-Adl A, Zukor DJ. Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clin Biomechs* 1998;13(8):625-33.
7. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint. *Clin Biomechs* 2006;21(8):841-58.
8. Halloran JP, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J Biomech* 2005;38(2):323-31.
9. Meakin J, Shrive NG, Frank CB, Hart DA. Finite element analysis of the meniscus: the influence of geometry and material properties on its behaviour. *Knee* 2003;10(1):33-41.
10. Song Y, Debski RE, Musahl V, Thomas M, Woo SLY. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J Biomech* 2004;37(3):383-90.
11. MT J, EA F, CRM R, ADO M. Three-dimensional numerical simulation of human knee joint mechanics. *Acta Ortop Bras* 2009;17(2):18-23.
12. Guterl CC, Gardner TR, Rajan V, Ahmad CS, Hung CT, Ateshian GA. Two-dimensional strain fields on the cross-section of the human patellofemoral joint under physiological loading. *J Biomech* 2009;42(9):1275-81.
13. Rangger C, Klestil T, Gloetzer W, Kemmler G, Benedetto KP. Osteoarthritis after arthroscopic partial meniscectomy. *Am J Sports Med* 1995;23(2):240-4.
14. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR. A Finite Element Model of the Human Knee Joint for the Study of Tibio-Femoral Contact. *J Biomech Eng* 2008;124(3):20-273.
15. Wilson W, VANRietbergen B, VDonkelaar CC, Huiskes R. Pathways of load-induced cartilage damage causing cartilage degeneration in the knee after meniscectomy. *J Biomech* 2003;36(6):845-51.
16. Wilson W van Donkelaar CC, van Rietbergen B, Ito K, Huiskes R. Stresses in the local collagen network of articular cartilage: a poroviscoelastic fibril-reinforced finite element study. *J Biomech* 2005;38(10):2138-40.
17. Vaziri A, Nayeab-Hashemi H, Singh A, Tafti BA. Influence of Meniscectomy and Meniscus Replacement on the Stress Distribution in Human Knee Joint. *Ann Biomed Eng* 2008;36(8):1335-44.
18. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR. How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *J Biomech* 2003;36(1):19-34.
19. Guess T. Forward dynamics simulation using a natural knee with menisci in the multibody framework. *Multibody Syst Dyn* 2012;28(1-2):37-53.
20. Shirazi-Adl R.S. Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint biomechanics under a combined loading. *Clin Biomech* 2009;24(9):755-61.
21. Shirazi-Adl A, Mesfar W. Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads. *Clin Biomech* 2007;22(3):344-51.
22. Shirazi R, Shirazi-Adl A. Deep vertical collagen fibrils play a significant role in mechanics of articular cartilage. *J Orthop Res* 2008;26(5):608-15.
23. Peña E, Calvo B, Martínez MA, Doblaré M. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *J Biomech* 2006;39(9):1686-701.
24. Erbagci H, Gumusburun E, Bayram M, Karakurum G, Sirikci A. The normal menisci: in vivo MRI measurements. *Surg Radiol Anat* 2004;26(1):28-32.
25. Yao J, Funkenbusch Snibbe J, Maloney M, Lerner AL. Sensitivities of medial meniscal motion and deformation to material properties of articular cartilage, meniscus and meniscal attachments using design of experiments methods. *J Biomech Eng* 2006 ;128(3):399-408..
26. D'Lima DD, Chen PC, Kessler O, Hoenecke HR, Colwell CW Jr. Effect of meniscus replacement fixation technique on restoration of knee contact mechanics and stability. *Mol Cell Biomech* 2011;8(2):123-34.
27. Yao J, Salo AD, Lee J, Lerner AL. Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee kinematics. *J Biomech* 2008;41(2):390-8.
28. Sanchez-Adams J, Athanasiou K. Biomechanics of meniscus cells: regional variation and comparison to articular chondrocytes and ligament cells. *Biomech Model Mechanobiol* 2012;11(7):1047-56.
29. Masouros SD, McDermott ID, Amis AA, Bull AMJ. Biomechanics of the meniscus-meniscal ligament construct of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthr* 2008;16(12):1121-32.

30. Paz ME, Katzberg RW, Tallents RH, Westesson PL, Proskin HM, Murphy WC. Computed tomographic evaluation of the density of the temporomandibular joint meniscus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1988;66(5):519-24.
31. Spilker RL, Donzelli PS, Mow VC. A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. *J Biomech* 1992; 25(9):1027-45.
32. Guo Y, Zhang X, Chen W. Three-dimensional finite element simulation of total knee joint in gait cycle. *Acta Mechanica Sinica* 2009;22(4):347-51.
33. Kawamura S, Lotito K, Rodeo SA. Biomechanics and healing response of the meniscus. *Operat Tech Sports Med* 2003;11(2):68-76.
34. Staerke C, Brettschneider O, Grobel Kh, Becker R. Tensile forces on sutures in the human lateral knee meniscus. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009 ;17(11):1354-1359.
35. Kazemi M, Li LP, Savard P, Buschmann MD. Creep behavior of the intact and meniscectomy knee joints. *J Biomed Mater Res* 2011;4(7):1351-68.

Research Article

The finite element analysis of the effect of meniscectomy on human knee biomechanics by the accurate 3D model of knee joint

Saeidi S¹, Jamshidi N^{2*}

1- Associate Professor of Biomedical Engineering (Biomechanics), Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

2- Assistant Professor at University of Isfahan, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

Abstract

Background and Aim: Researches had shown that the high levels of shear and compression stresses that appear in the articular cartilage after meniscectomy are partly responsible for cartilage pathologies, such as osteoarthritis. In this study, we probe to determine the stress distribution of the medial and lateral meniscus and to choose the appropriate region of meniscectomy.

Materials and Methods: Biomechanical 3D finite element model of the knee joint was generated from CT-scan images. Mimics modeled the bony structure of knee and Solidworks developed the medial and lateral meniscus.

Results: Under an axial femoral compressive load, the maximal contact stress in the articular cartilage after meniscectomy was about twice that of a healthy joint. The maximal contact pressures took place in the posterior region of the medial meniscus, with average values of 1.622 MPa and in the anterior horn of the lateral menisci with 1.159 MPa.

Results: Critical regions determine the allowed region of meniscectomy for surgeon. Not only stress distribution doesn't change by increasing of body weight or meniscectomy, but also the rate of stress increase after meniscectomy.

Keywords: Finite element; Meniscus; Tibiofemoral; Patellafemoral; Biomechanics; Meniscectomy

***Corresponding author:** Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran

Email: nima_jamshidi@yahoo.com