

مروری بر مدل سازی زانو با کاربرد روش المان محدود

هادی راحمی^۱، سید کمال الدین مصطفوی^۲، دکتر فاطمه اسفندیارپور^۳، دکتر محمد پرنیانپور^۴، دکتر ابوالفضل شیرازی عدل^۵

- ۱- دانشجوی دکتری دانشگاه سیمون فریزر، دپارتمان کینزیولوژی و بیومدیکال، بورنابی، کانادا
- ۲- دانشجوی دکتری دانشگاه وسترن اونتاریو، دپارتمان مهندسی مواد و مکانیک، لندن، اونتاریو، کانادا
- ۳- استادیار دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، دانشکده توانبخشی، اهواز، ایران
- ۴- استاد معین دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران
- ۵- استاد پلی تکنیک اکول، بخش مهندسی مکانیک، مونترال، کبک، کانادا

چکیده

زمینه و هدف: مفصل زانو به دلیل حرکات و بارهای زیادی که در طی انواع فعالیت های روزمره، شغلی و ورزشی بر آن تحمیل می شود، در معرض خطر بالای صدمات و دژنراسیون است. استئوآرتریت و آسیب های لیگامانی اغلب سبب بروز درد و کاهش سطح فعالیت های فرد می گردد که این امر خود هزینه های انسانی و اقتصادی هنگفتی را بر جوامع تحمیل می کند. از این رو برای سال های متمادی مطالعه بیومکانیک مفصل زانو همواره مورد توجه محققین زیادی بوده است. هدف اصلی این تحقیقات شناخت بهتر عملکرد مفصل زانوی سالم و آسیب دیده است. بطوریکه عمده روش های پیشگیری از آسیب و درمان بر اساس همین تحقیقات بنا شده است.

روش بررسی: دلیل مشکلات، محدودیت های عملی و اخلاقی همچنین هزینه هنگفت انجام مطالعات تجربی بر روی زانوی زنده و جسد استفاده از مدل سازی ریاضی به روش المان محدود ابزار کار، قوی و مکملی برای بررسی بیومکانیک مفصل زانو است.

یافته ها: 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 ویژگی های غیر خطی و ناهمگن است.

نتیجه گیری: در این مقاله با مرور مطالعات مهمی که با روش المان محدود به بررسی بیومکانیک زانو پرداخته اند و بحث پیرامون عمده نتایج آنها به ترسیم چشم انداز آتی در بررسی بیومکانیک مفصل زانو مبادرت شده است.

کلید واژه ها: مفصل زانو، مدل سازی، روش المان محدود، لیگامان، آسیب، دژنراسیون، توانبخشی، درمان

(تاریخ ارسال مقاله: ۹۰/۲/۷، تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۷/۷)

نویسنده مسئول: کانادا، اونتاریو، لندن، دپارتمان مهندسی مواد و مکانیک دانشگاه وسترن اونتاریو

Email: parnianpour@yahoo.com

مقدمه

می تواند از نظر شناخت اثر آسیب های مفصلی و بیماری ها، ارزیابی نتایج روش های درمانی (اعم از توانبخشی و جراحی) و همچنین تشخیص نوع و شدت آسیب برای کلینیسین ها ارزشمند باشد. به علاوه تعیین نیروها و گشتاورهای بین جزئی (Inter-segmental torques) طراحان ایمپلنت را در پایه ریزی طرح های جدید یاری می بخشد.

به طور کلی محققین از روش های تجربی شامل مطالعه زانوی جسد و زنده و روش های نظری یا به بیان دیگر مدل سازی ریاضی برای تحلیل مکانیک مفصل زانو استفاده می کنند (شکل ۱).

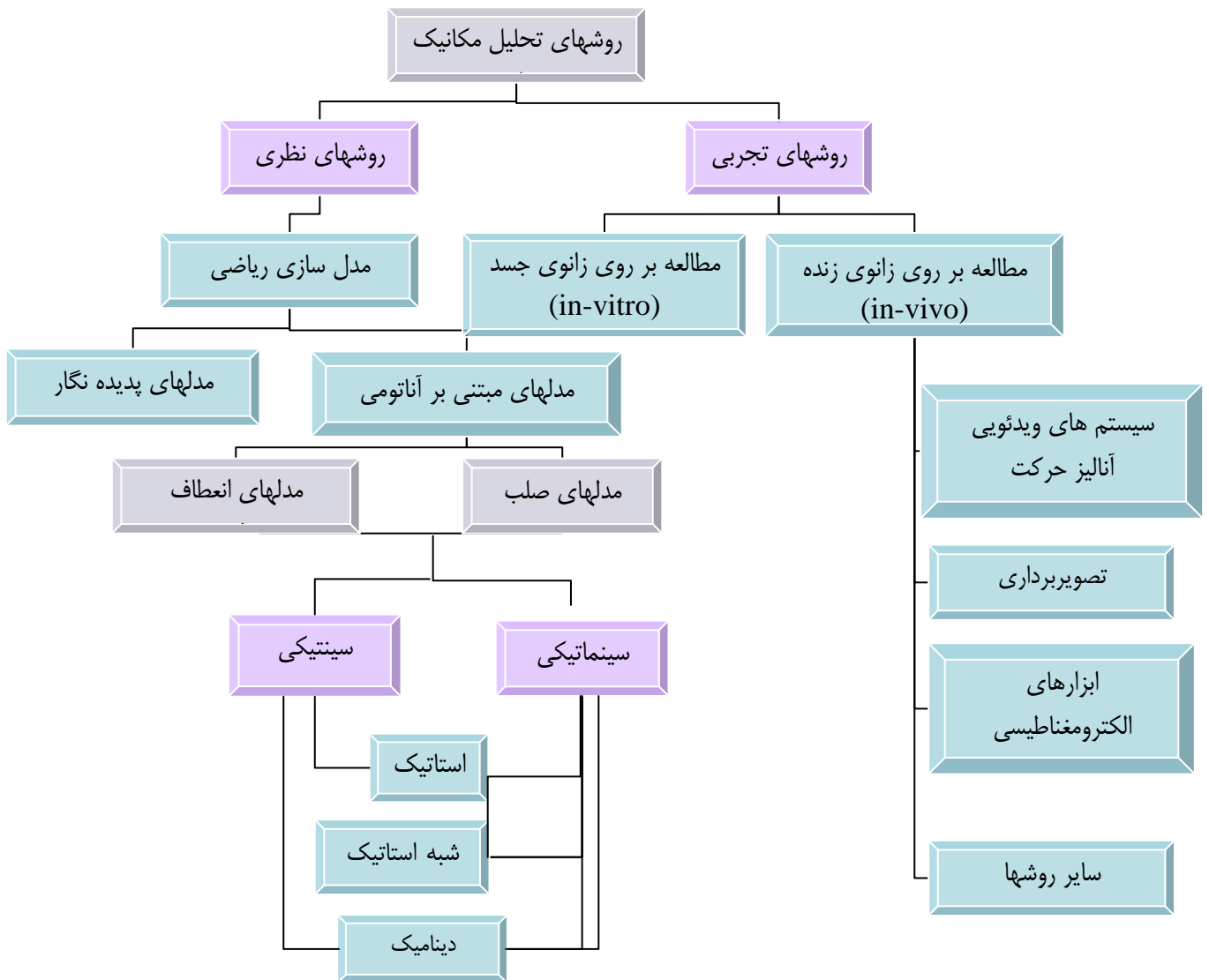
در پژوهش های آزمایشگاهی، محققین با به کارگیری شیوه هایی نظیر حذف برنامه ریزی شده برخی قیود (از جمله لیگامان ها) (۶-۷)، تعبیه حسگر در اجزاء مختلف مفصل (۸)،

طرح رویکردهای نوین در درمان اختلالات سیستم عضلانی- اسکلتی در دو دهه اخیر، که هدف غایی درمان را تأمین ثبات عملکردی مفصل می دانند توجه کلینیسین ها را بیش از گذشته معطوف ضرورت احیاء مکانیک طبیعی مفاصل به عنوان جزء اساسی درمان در ضایعات مفصلی نموده است. مطالعات بسیاری نشان داده اند که آسیب ها و بیماری های مفصلی سبب تغییر سینماتیک مفاصل می شوند (۵-۱).

ضمناً فرضیه و اعتقادی ارائه می شود که سینماتیک غیرطبیعی با تغییر توزیع نیروها و مکانیزم بارگذاری ساختارهای مختلف مفصل، نه تنها می تواند سبب تشدید آسیب اولیه گردد، بلکه فاکتور مستعد کننده ای است که خطر آسیب پذیری غضروف و سایر ساختارهای مفصلی را افزایش می دهد. از این رو بررسی پارامترهای سینماتیک و سینماتیک حرکت مفصل

نمی‌توانند به تنهایی تصویر دقیقی از نیروهای مفصلی در یک حرکت طبیعی ارائه دهند. از روشهای مفید دیگری که برای برآورد نیروی المانهای مختلف از سوی محققین بکار گرفته شده‌است می‌توان به استفاده از فیلمهای حساس به منظور تعیین سطوح و نیروهای تماسی، همچنین سیستم های رباتیک که امکان کنترل بار و جابجایی را فراهم می کنند، اشاره نمود (۱۶-۱۴).

مارکرگذاری بر روی استخوان ها و پوست (۹-۱۰) و همچنین اعمال نیرو از طریق وزنه و قرقره (۱۱-۱۳) یا دستگاه به جای نیروی عضلات به بررسی میزان مشارکت اجزاء مفصل در کنترل حرکت، همچنین اثر جراحات بر پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی حرکت می پردازند (۶-۷). اگر چه مطالعات آزمایشگاهی اطلاعات کمی دقیقی پیرامون پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی حرکت در اختیار قرار می‌دهند، آنها



شکل ۱- طبقه بندی اجمالی از روش های تحلیل مکانیک زانو در ادبیات بیومکانیک ارتوپدی و بالینی

طریق تعبیه حسگرها بر روی مفاصل مصنوعی است. روشهای مذکور نیز علیرغم مزایای ویژه با محدودیتهایی مواجه هستند که از جمله آن می‌توان به محدودیت های اخلاقی استفاده از روشهای تهاجمی مثل کاربرد مارکرهای سوزنی، هزینه

شایع‌ترین روش‌های حالت زنده (In-vivo) که به منظور تحلیل مکانیک مفاصل به کار می‌روند شامل استفاده از سیستم‌های ویدئویی آنالیز حرکت، روش‌های مختلف تصویربرداری پزشکی (۱۷) و سنجش مستقیم نیرو و گشتاورها از

مدل‌های مبتنی بر آناتومی، برای مطالعه رفتار ساختارهای مختلف مفصل ایجاد می‌شوند. این مدل‌ها نیازمند توصیف دقیق هندسه و خواص مکانیکی مواد هر یک از المان‌های مفصل هستند. مدل‌های مبتنی بر آناتومی را می‌توان به دو دسته سینماتیکی و سینتیکی طبقه‌بندی کرد.

مدل‌های سینماتیکی روابط بین پارامترهای حرکت مفصل را بدون توجه به شرایط بارگذاری توصیف و تعیین می‌کنند، در حالی که مدل‌های سینتیکی ارتباط بین شرایط بارگذاری و پارامترهای حرکت را شرح می‌دهند. در ضمن این مدل‌ها را می‌توان به دو صورت دینامیکی و استاتیکی حل نمود. گاهی می‌توان مدل‌ها را به صورت شبه استاتیکی نیز حل نمود در این روش با لحاظ نمودن یک سری قیود مناسب، معادلات تعادل برای زوایای معینی از مفصل حل می‌گردد و از این طریق نیروها و پارامترهای حرکت تعیین می‌شوند.

این روال برای زوایای دیگر تکرار شده تا دامنه‌ای از حرکت مفصل پوشش داده شود. مدل‌های دینامیک مشروط به یکسری قیود مناسب با حل معادلات دیفرانسیلی حرکت، نیروها و پارامترهای حرکت را تحت شرایط بارگذاری دینامیک تعیین می‌کنند. مدل‌هایی که برای تحلیل زانو ایجاد می‌شوند را می‌توان براساس قابلیت انعطاف پذیری و صلبیت اجزاء نیز طبقه‌بندی نمود.

در مدل‌های صلب اجزا به صورت اجسام غیر قابل انعطاف در نظر گرفته می‌شوند (استخوان‌ها با جسم صلب و بافت‌های نرم با فنر مدل می‌گردند). از این رو با توجه به اینکه اجزای صلب (استخوان‌ها) در تقابل با یکدیگر تغییر شکل نمی‌دهند به تعبیر دیگر کرنش وجود ندارد و لذا تنش تک تک اجزا قابل اندازه‌گیری نمی‌باشد.

مهم‌ترین کاربرد این‌گونه مدل‌ها به دست آوردن سینماتیک اجزا است. دقت این مدل‌ها به علت عدم در نظر گرفتن تغییر شکل‌ها و هندسه دقیق آناتومیک، محدود است. این‌گونه مدل‌ها همچنین در بررسی رفتار دینامیکی بسیار کاربرد دارند چرا که با وجود پیچیدگی حل معادلات دینامیکی به جای مسائل استاتیکی، سادگی در ساختار اجزا (صلبیت) سبب می‌شود که پاسخ مدلسازی با محاسبات کمتر بدست آید.

در مقابل، مدل‌های انعطاف پذیر توانایی مدل‌سازی بسیار دقیق مفصل را دارند و این دقت شامل در نظر گرفتن هندسه دقیق، اعمال نیروها به محل مناسب و در نظر گرفتن تغییر شکل‌ها در تعیین پاسخ سیستم می‌باشد. در این مدل‌ها

اقتصادی‌هنگفت تعبیه حسگرها و اشکال در صحت نتایج به دلیل آرتیفکت ناشی از حرکت پوست و بافت نرم در استفاده از سیستم‌هایی ویدئویی آنالیز حرکت با کاربرد مارکرهای پوستی اشاره نمود. ضرورت اندازه‌گیری سینماتیک و سینتیک مفاصل برای شناخت اثرات جراحی و روش‌های درمانی، محققین را برآن داشته است که به توسعه و تکمیل روش‌های تجربی بپردازند که از جمله جدیدترین روش‌ها می‌توان به استفاده از روش استرئو - ام آر آی توسط لی و همکارانش در بررسی سینماتیک مفصل زانو اشاره نمود.

همچنین به تازگی تلاش‌های ارزشمندی برای تعیین کرنش غضروف زانو تحت اثر بارهای فشاری انجام شده است. در این ارتباط Guterl و همکارانش با اندازه‌گیری میزان تغییر شکل غضروف در تصاویر میکروسکوپی دیجیتال قطعاتی از غضروف و استخوان که در تماس با صفحات شفاف بودند کرنش غضروف را در کل ضخامت آن تعیین کردند (۱۸).

با این وجود به دلیل پیچیدگی آناتومی مفاصل، تعیین چگونگی رفتار تک‌تک ساختارهای مفصلی در شرایط مختلف بارگذاری و همچنین اندازه‌گیری مستقیم نیروهای درونی مفاصل در مطالعات تجربی، دشوار است و از نظر اقتصادی مقرون به صرفه نیست. از این رو محققین در مدل‌سازی، با شبیه‌سازی رفتار پیچیده مفاصل و کالیبره کردن مدل‌ها با آزمایشات تجربی، تلاش می‌کنند که نحوه تعامل و عملکرد اجزاء مفصل را برای حالات مختلف بررسی نمایند.

مدل‌ها در واقع مشتمل بر مجموعه‌ای از روابط ریاضی بین متغیرها (معادلات حرکت، قیود ایجاد تماس و قوانین مقاومت مصالح لیگامان‌ها، لیگامان‌ها و کپسول‌های مفصلی و غیره)، پارامترهای یک سیستم و روش حل آنها هستند. بطور کلی در این روابط شرایط اولیه، شرایط مرزی، معادلات حرکت، قیود فیزیولوژیک و قیود هندسی لحاظ می‌شوند.

عبدالرحمن و حفطی (۱۹) مدل‌های ریاضی زانو را به دو نوع مدل‌های پدیده نگار ریاضی (Phenomenological Mathematical Models) و مدل‌های مبتنی بر آناتومی طبقه‌بندی نموده‌اند. مدل‌های پدیده‌نگار، مدل‌های فیزیکی هستند که پاسخ کلی زانو را بدون در نظر داشتن زیرساختارهای آن توصیف می‌کنند. شایع‌ترین مدل فیزیکی که برای نمایش حرکت مفصل زانو بکار می‌رود مدل چهار میله‌ای متقاطع است که مطالعات فراوانی با استفاده از این مدل به توصیف سینماتیک مفصل زانو پرداخته‌اند (۱۰، ۲۲-۲۰).

معمولاً بارگذاری استاتیکی در نظر گرفته می شود تا از پیچیدگی های زیاد مدل های دینامیکی پرهیز گردد. محاسبه تنش و کرنش به صورت نسبتاً دقیق علاوه بر نیروهای (سینتیک) بافت های نرم و سطوح تماسی از دیگر مزایای این گونه مدل ها می باشد. اما با توجه به پیچیدگی هندسی مفاصل افراد و ناهمگن بودن خواص مواد هر یک از اجزاء هیچ مدل تحلیلی قادر به حل دقیق اینگونه مسائل نیست. یکی از کارآمدترین روش های تحلیل تنش و کرنش در ساختارهای مفاصل منجمله زانو، روش عددی المان محدود می باشد. روش المان محدود یکی از روش های پیشرفته عددی برای حل معادلات در مدل های ریاضی است که امروزه کاربرد بسیاری در حل مسائل بیومکانیکی دارد. این روش برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیل جزئی همچنین معادلات انتگرال مثل معادلات انتقال حرارت بکار می رود. مزیت عمده این روش ثبات محاسباتی آن است، به این معنا که خطای اطلاعات ورودی و محاسبات میانی با وجود تاثیر هرکدام در دقت پاسخ، با هم جمع نمی شوند و در نتیجه خطای نهایی با نرخ کمتری رشد می کند. این روش ابزاری قابل اعتماد برای تحلیل مفاصل انسان است و اطلاعات ارزشمندی در مورد نیروی لیگامان ها، نیروها و سطوح تماسی و هم چنین تنش غضروف به دست می دهد.

مزیت عمده این نوع مطالعات در مقایسه با سایر مطالعات پارامتریک پاسخهای مفصلی، امکان کنترل دقیق بارگذاری، حرکات، قیود و شرایط مرزی و هم چنین تغییرات ساختاری است. از دیگر فواید علم المان محدود در علوم بیومکانیکی توانایی ارائه مدل های سه بعدی پیچیده، استفاده از مواد و فازهای متعدد، به کار بردن روابط ساختاری پیچیده و مدلسازی سطوح تماسی با قابلیت جابجایی نسبی زیاد می باشد.

مدل سازی به روش المان محدود در مدل سازی المان محدود به طور کلی سه مرحله در نظر گرفته می شود:

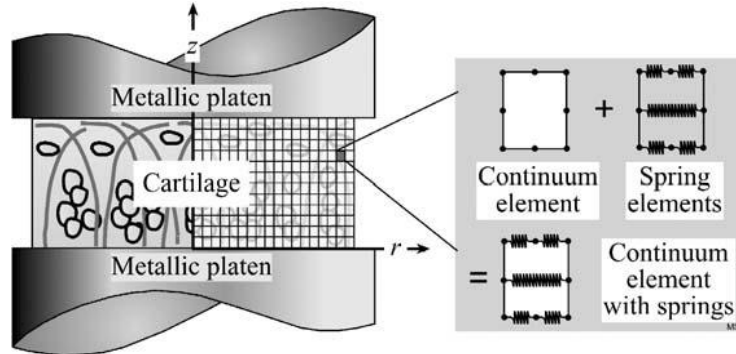
- ۱- بازسازی تصاویر پزشکی
- ۲- تولید مش
- ۳- تحلیل المان محدود.

در مرحله اول با استفاده از تصاویر دو بعدی و در کنار هم قرار دادن آنها، مدل هندسی مفصل بازسازی می شود. سپس با استفاده از نرم افزارهای تجاری (ABAQUS)

از ردت تنش ها در همه راستاها لیگامان ها را به صورت اجسام کاملاً سه بعدی دارای اجزا عملکردی مستقل و یا مرکب مدل سازی کرده اند (۳۴-۳۰).

تغییر ساختار استخوانی نیز چه به صورت شکل گیری مادرزادی آنها و یا تحت اثر عوامل خارجی نیز در زمره نوع هندسه مدل قرار می گیرد. در این راستا می توان به بررسی تاثیر برآمدگی برجستگی استخوان بر بیو مکانیک زانو تحت اثر بار های عضلانی اشاره کرد (۳۵).

سوی دیگر، مطالعات پوروالاستیک (۳۶-۴۰) و چند فازی (۴۱)، تغییرات عملکرد سلول های غضروفی را درخصوص بارگذاری های طولانی مدت پیش بینی می کنند. شیرازی عدل و همکاران سطح مفصلی را توسط المان های غشایی پوسته ای غیرخطی با رفتاری کاملاً مشابه بافت طبیعی مدل سازی کرده اند. در این مدل ها منیسک و سطوح مفصلی بصورت موادی با تغییر خواص در لایه های مختلف در نظر گرفته شده است (۴۲-۴۵). این مطالعات روند تغذیه، مرگ سلولی و تحلیل بافت ها و مشارکت در مقاومت تنشی بین اجزا صلب و سیال را محاسبه می کنند و همچنین برای اولین بار مدل با ساختار شبکه فیبری پیچیده برای سطوح مفصلی و منیسک در مفصل کامل زانو را استفاده می کنند که تاثیرات اساسی این ساختار به خصوص فیبرهای عمودی عمیق (Deep vertical fibrils) در مکانیک مفصل قابل توجه است (شکل ۲).



شکل ۲- نمونه تصویر مدل المان محدود از جنس پوروالاستیک (لای و همکاران [۴۱])

در بررسی زانو همچنین می توان دو مفصل تیبیوفمورال و پاتلوفمورال به صورت جداگانه و یا توأمان مورد بررسی قرار داد که در این صورت اجزا تشکیل دهنده مدل بسیار متفاوت خواهند بود. به هر حال بهترین پاسخ زمانی قابل دستیابی است که هر دو مفصل به طور هم زمان مورد تحلیل قرار گیرند. همچنین در نظر گرفتن هندسه اجزای مفصل که در افراد مختلف، متفاوت است نیز در مواردی مورد توجه بوده است. از نظر خواص مواد، مدل های المان محدود موجود تنوع بسیاری دارند. بسیاری از آن ها را موادی با خاصیت ساده الاستواستاتیک تشکیل داده اند (۱۲، ۱۷، ۱۳). ساختارها تا حد ممکن برای سادگی در محاسبات، همگن در نظر گرفته شده اند. اما مدل های پیچیده تر که قابلیت پیش بینی دقیق تری از رفتار زانو در شرایط بارگذاری یکسان را دارند از موادی نظیر مواد ویسکو الاستیک، هایپروالاستیک و ناهمگن بهره جسته اند. از

تماسی و حداکثر تنش برشی و فشاری در آنها می گردد (جدول ۱). این بررسی همچنان نشان می دهد که کاهش ضریب پواسون در این سطوح باعث افزایش حداکثر تنش برشی و فشاری و کاهش فشار تماسی می گردد (جدول ۱).

علاوه بر این، تغییرات خواص مواد در اجزای مفصل به صورت مجزا نیز مورد توجه قرار گرفته است (۴۶-۴۷). مطالعه پنی و همکاران (۲۰۰۶) (۳۰) نشان می دهد که افزایش مدول یانگ در سطوح تماسی سبب افزایش قابل توجه فشار

جدول ۱- اثر تغییرات مدول یانگ و نسبت پواسون بر فشار تماسی و تنش فشاری و برشی حداکثر [۳۰]

نسبت پواسون ν -(E=9MPa)			مدول یانگ E-($\nu=0.46$)			
۰.۴۶	۰.۴	۰.۳	۱۵	۹	۵	
۳.۶۸	۳.۵۲	۳.۳۳	۴.۳۶	۳.۶۸	۳.۴۵	فشار تماسی
۳.۸۲	۳.۹۵	۴.۲۰	۴.۳۰	۳.۸۲	۳.۶۱	تنش فشاری
۳.۲۷	۳.۵۹	۳.۹۹	۳.۵۳	۳.۲۷	۳.۰۶	تنش برشی

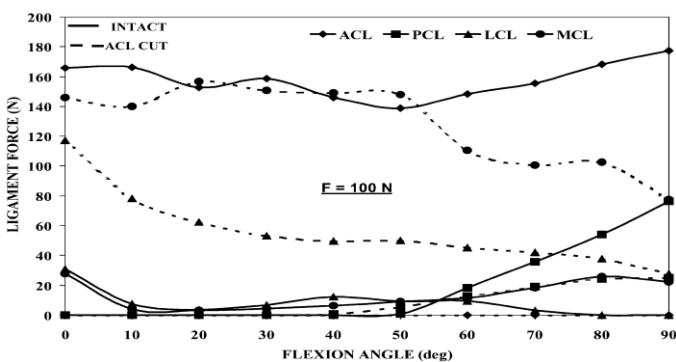
اثر منیسکتومی در راستای شعاعی و مایل و بالعکس کاهش فشار تماسی در اثر افزایش سطوح تماسی حاصل از پارگی در راستای طولی مفصل می‌باشد (جدول ۲).

در آخرین مطالعات شیرازی عدل و همکاران که به بررسی دقیق تغییرات در فشار و سطوح تماسی در اثر عوامل گوناگون (می‌توانند تنها و یا توامان رخ دهند) نظیر تغییرات در پیش کشش و خواص موادی لیگامان متقاطع قدامی که پس از بازسازی این لیگامان و منیسکتومی جزئی، اتفاق می‌افتد. بروز تغییرات در شبکه فیبریلی عمودی را گزارش نمودند.

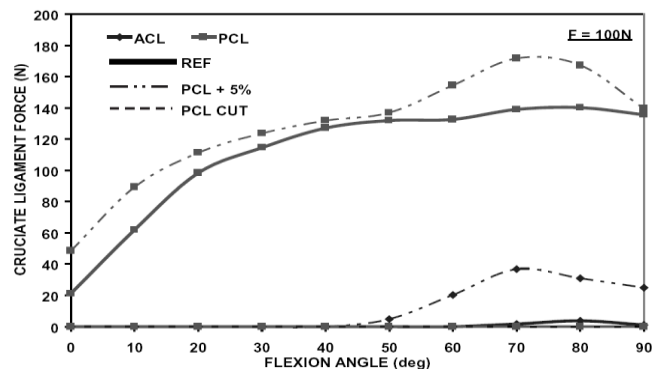
بر طبق مدل سازی‌های انجام شده، لیگامان صلیبی قدامی (ACL)، مهم‌ترین سازه مقاوم در برابر نیروی کششی قدامی به استخوان تیبیا (۵۳-۵۰) و لیگامان صلیبی خلفی (PCL) مهم‌ترین سازه در مقابل نیروی کششی قدامی فمور یا کشش خلفی تیبیا می‌باشد (۶۳-۵۴). بررسی‌ها نشان می‌دهد لیگامان صلیبی خلفی در زوایای اکستانسیون بالاتر فعال می‌شود و بیشترین نیروی خود را در زاویه حدود ۹۰ درجه تحمل می‌کند (۹۹) (شکل ۳).

همچنین برخی مدل‌های پیچیده ساخته شده برای شبیه‌سازی رفتار بافت نرم به روش المان محدود به بررسی رفتار بافت‌های نرم زانو پرداخته‌اند (۴۸-۴۹). مدل‌ها از جنبه فعال و غیرفعال بودن نیز مورد توجه‌اند مدل‌های اولیه عمدتاً بدون در نظر گرفتن نیروهای عضلات عمل کننده بر مفصل ساخته شده بودند. اینگونه مدل‌های غیرفعال با وجود ارائه نتایج مهم و قابل تفسیر همچنان در تشریح پاسخ زانو در حالت زنده ناتوان بودند، چرا که اثر نیروهای عضلات غیر قابل صرف نظر می‌باشد، از این رو مدل‌های فعال بوجود آمدند.

به منظور بررسی اثر بیماری‌ها و جراحات، در برخی مدل‌ها زانوی سالم و در برخی دیگر زانوی مجروح مورد بحث و بررسی قرار گرفته‌اند. زانوی مجروح خود نیز شامل موارد گوناگونی چون پارگی و آسیب دیدگی جزئی لیگامان‌ها، منیسک و آسیب دیدگی استخوانی می‌شود. نتایج مطالعه پنی و همکاران (۲۰۰۵) (۳۰) نشان می‌دهد پارگی منیسک در راستاهای مختلف می‌تواند به شدت بر بیومکانیک مفصل زانو تاثیر بگذارد. نتایج این بررسی حاکی از افزایش تنش‌های تماسی در



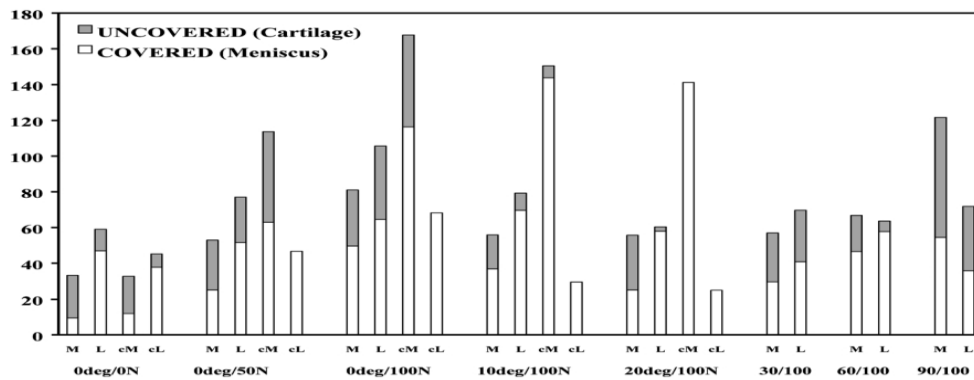
شکل ۴- تغییرات نیرو در لیگامان‌ها بر اثر پارگی لیگامان متقاطع قدامی در زوایای مختلف (موگلو و شیرازی عدل [۵۰])



شکل ۳- تغییر نیروی PCL در زوایای متفاوت (موگلو و شیرازی عدل [۵۰])

سطوح مفصلی مفاصل تیبیو فمورال و پاتلو فمورال بوده است. نتایج خاص نشان می‌دهد که پارگی لیگامان متقاطع قدامی، سبب افزایش تنش‌های تماسی در منیسک داخلی و سطوح داخلی مفصل در زوایای ابتدائی فلکسیون و همچنین افزایش نیروی لیگامان‌های جانبی در زوایای مختلف می‌شود (۲۹) (شکل ۳ و ۵).

با توجه به این ویژگی، اثرات پارگی لیگامان صلیبی قدامی بسیار مورد توجه محققان بوده‌است. در این بررسی‌ها علاوه بر پارگی لیگامان صلیبی قدامی، پارگی کامل و جزئی لیگامان‌های جانبی داخلی (MCL) و لیگامان صلیبی خلفی نیز مدل شده‌اند. در اکثر این بررسی‌ها، هدف به دست آوردن نیروهای موجود در لیگامان‌ها در زوایای مختلف و تحت اثر نیروهای مختلف و همچنین سطوح و تنش‌های تماسی در



شکل ۵ - تغییرات نیروی تماسی در مفصل زانو بر اثر پارگی لیگامان متقاطع قدامی (موگلو و شیرازی عدل [۵۰])

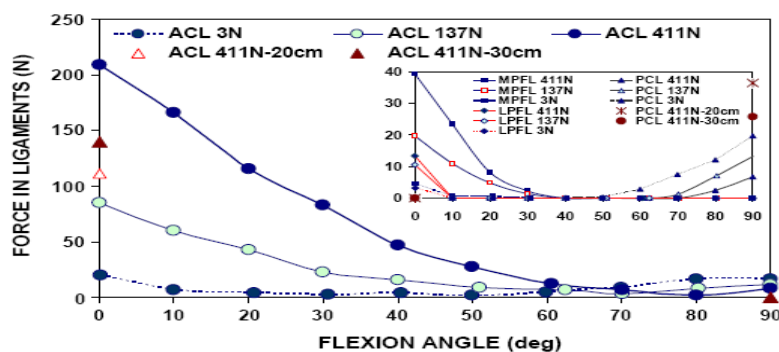
بررسی‌های دقیق‌تر نیازمند لحاظ نمودن دو بخش لیگامان بطور جداگانه است. علاوه بر این بررسی، اثرات بلند مدت پارگی لیگامان متقاطع قدامی، بیانگر آن است که شایع‌ترین عوارض بلندمدت در بیماران، آسیب مینسک داخلی و تحلیل غضروف به ویژه در اجزای داخلی است (۶۷-۷۵). نتایج بسیاری از بررسی‌ها همچنین نشان می‌دهد، لیگامان جانبی داخلی در زانوی سالم، عامل اصلی مقاومت به چرخش والگوس و عامل ثانویه مقاومت در مقابل چرخش خارجی و جابجایی خلفی - قدامی می‌باشد (۲۱، ۸۱-۷۶).

در مدل‌سازی زانوی فعال، اثر نیروهای عضلانی در افزایش و کاهش نیروی لیگامان‌ها و سطوح تماسی بسیار موثر است. این اثر به تنهایی برای هر یک از عضلات و یا با در نظر گرفتن اثر هم انقباضی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج چندین مطالعه (۷، ۸۰-۷۹) با استفاده از مدل المان محدود سه بعدی زانو نشان داد که نیروی لیگامان‌های متقاطع با افزایش نیروی چهارسر افزایش می‌یابد (شکل ۶).

مطالعه شلبورن و همکاران (۵، ۶۴) با شبیه‌سازی یک سیکل راه رفتن و مدل‌سازی سیستم اسکلتی - عضلانی نیز نشان داد، لیگامان جانبی داخلی، بازدارنده اصلی در برابر نیروی برشی قدامی در زانوی با آسیب دیدگی لیگامان متقاطع قدامی است. مطالعه جدیدی که بر زانوی ده جسد انجام شده است نیز مؤید افزایش قابل توجه کرنش لیگامان جانبی داخلی در زانوی با ناکارایی لیگامان متقاطع قدامی است (۶۵).

همچنین با روش تصویر برداری افزایش طول فیبرهای دو بخش سطحی و عمقی این لیگامان در دامنه ۰-۹۰ درجه فلکسیون در زانوی با آسیب لیگامان متقاطع قدامی نشان داده شده است (۶۶).

علیرغم تشابه نتایج بررسی‌های متعدد مبنی بر افزایش نیروی لیگامان جانبی داخلی در زانوی با آسیب لیگامان متقاطع قدامی در مورد تأثیر زاویه مفصل بر مقدار نیرو اختلاف نظر وجود دارد که احتمالاً تفاوت رفتار مکانیکی دو بخش سطحی و عمقی لیگامان در دامنه‌های حرکتی علت آن بوده و



شکل ۶ - تغییرات نیروی لیگامان‌های متقاطع قدامی، متقاطع خلفی، داخلی مفصل کشکی - رانی، خارجی مفصل کشکی - رانی در زوایای مختلف زانو در اثر نیروهای ۳، ۱۳۷ و ۴۱۱ نیوتنی ماهیچه چهارسر زانو.

نیروهای لیگامان‌های متقاطع در زوایای ۰ و ۹۰ درجه در حال اعمال نیروی مخالف ممان بازکننده در فواصل ۲۰ و یا ۳۰ سانتیمتری دیستال مفصل (مسفر، شیرازی عدل [۸۰])

جدول ۲- اثرات منیسکتومی بر تنش ها و فشارهای تماسی پنی و همکاران [۳۱]

SLT	SMT	SLC	SMC	SMM	SLM	CPMM	CPLM	
۱.۲	۲.۵۵	۱.۴۲	۲.۳۲	۲.۷۵	۱.۶۲	۲.۹	۱.۴۵	مفصل سالم
۲.۴۹	۳.۳۶	۲.۹۱	۳.۴۹	۵.۷	۲.۴۳	۷.۰۵	۳.۰۲	منیسکتومی طولی
۳.۸	۳.۳۵	۳.۲۱	۳.۷۹	۷	۴.۹۸	۹	۴	منیسکتومی مایل
۳.۱۸	۴.۵۲	۳.۱۷	۳.۷۵	۸.۱۲	۵.۳	۸.۶۶	۳.۲۵	منیسکتومی شعاعی
۴.۸۳	۵.۳۴	۵.۷۴	۶.۴۱	--	۱۰	--	۸.۶۹	منیسکتومی داخلی کامل

CPMM فشار تماسی در منیسک داخلی، CPLM فشار تماسی در منیسک خارجی، SMM تنش فشاری در منیسک داخلی، SLM تنش فشاری در منیسک خارجی، SMC تنش فشاری در سطوح تماسی داخلی فمور، SLC تنش فشاری در سطوح تماسی داخلی درشت نی SLT تنش فشاری در سطوح تماسی خارجی درشت نی

قدامی - داخلی و شل شدن باند خلفی - خارجی می شود. اما هیچکدام از فیبرهای لیگامان رفتار ایزومتریک ندارند (۸۳). نتایج مطالعه ای با بکار بردن سنسور رباتیکی یا یونیورسال برای اندازه گیری نیرو و گشتاور (robotic/universal force moment sensor) دال بر این است که باند خلفی - خارجی نقش مهمی در ثبات زانو در برابر نیروهای چرخشی دارد (۸۴). اعتقاد بر این است که شناخت نحوه توزیع نیرو در این دو دسته فیبر می تواند کمک زیادی به بهبود تکنیک بازسازی لیگامان نماید بطوری که برخی، از بازسازی جداگانه دو باند در جراحی لیگامان دفاع می کنند.

۳- در بازسازی لیگامان متقاطع قدامی مشخص شده است که کشش اولیه و زاویه تثبیت نمونه پیوندی می تواند بر مکانیک مفصل و بقاء نمونه اثر بگذارد. مطالعه مسفر و شیرازی عدل (۸۵) نشان می دهد که تغییر میزان پیش کرنش لیگامان های متقاطع تاثیر زیادی در مقدار نیروهای تماسی و نیروی دیگر لیگامان متقاطع می گذارد. این محققین بر ضرورت کشش کمتر لیگامان در صورت استفاده از تاندون کشکک در بازسازی لیگامان متقاطع قدامی برای جلوگیری از افزایش نیروهای مفصلی تاکید نمودند. با این وجود نیاز به انجام مطالعات بیشتر برای تعیین مقدار کشش اولیه مطلوب و زاویه مناسب تثبیت نمونه در موارد استفاده از تاندون کشکک و همسترینگ در جراحی احساس میشود.

۴- مطالعات فراوانی نشان می دهد که برخی بیماران بعد از صدمات مفصل با تغییر استراتژی های حرکتی تلاش می کنند تا ثبات عملکردی مفصل را حفظ نمایند. به لحاظ بالینی استراتژی حرکتی انتخابی از دوجنبه یکی تأمین ثبات عملکردی مفصل و دیگری آثار بلند مدت آن بر سایر ساختارها اهمیت دارد. بدیهی است تغییر الگوهای حرکتی و آسیب اولیه هر دو می تواند موجب تغییر نحوه توزیع نیروهای مفصلی شود. از این رو شناسایی

بر این اساس پیشنهاد شده است که بعد از بازسازی لیگامان در زوایای نزدیک به اکستانسیون کامل تمرینات مقاومتی چهار سر نباید انجام شود. نتایج مطالعات تجربی نیز مؤید این مطلب است که برخی بیماران مبتلا به آسیب لیگامان متقاطع قدامی با اجتناب از انقباض عضله چهار سر (Quadriceps avoidance gait) سعی بر کنترل میزان جابجایی قدامی و حفظ ثبات مفصل دارند (۱،۸۱).

علیرغم بهبود روشهای درمان صدمات مفصلی در دهه های اخیر، با توجه به تغییر رویکردهای درمانی، همچنان روشهای جراحی و توانبخشی در حال توسعه و تکمیل است و نکات زیادی روشن نشده است. در این ارتباط میتوان به موارد ذیل اشاره نمود.

۱- تاثیر تمرینات زنجیره بسته و باز (۸۲) حرکتی بر نیروهای مفصلی و نحوه بارگذاری ساختارهای مفصلی همچنین تعیین زوایا و مقدار تنش مجاز در تقویت عضلات به منظور کنترل میزان استرس وارده به مفصل از موضوعات مورد توجه پزشکان ورزشی و فیزیوتراپیست ها است. در این رابطه یک مطالعه اخیر نشان می دهد که افزایش مقدار مقاومت در زنجیره باز حرکتی سبب افزایش نیروی همسترینگ، نیروهای تماسی و نیروی لیگامان های متقاطع خلفی و جانبی در زانو می شود. انجام این قبیل مطالعات و مقایسه نتایج آن با مطالعه مشابه در زنجیره بسته حرکتی کمک زیادی به انتخاب پروتکل درمانی بیماران می نماید.

۲- لیگامان متقاطع قدامی متشکل از دو باند خلفی - خارجی و قدامی - داخلی است که در وضعیت های مختلف مفصل رفتار متفاوتی دارند. در اکستانسیون، باند خلفی - خارجی سفت و باند قدامی - داخلی نسبتاً شل است. در حالیکه با خم شدن زانو اتصال فمورال لیگامان افقی تر شده که سبب سفت شدن باند

۸- با توجه به عدم انجام مینسکتومی کامل برای جلوگیری از خطر بالای استئوآرتریت، پیگیری بیمارانی که بازسازی لیگامان متقاطع قدامی به همراه مینسکتومی جزئی را دارند، برای مطالعه و تفهیم چگونگی استئو آرتتریت با اهمیت می باشد (۴۵).

۹- مطالعه تلاش‌های ترمیم بیولوژیک جراحات محلی غضروف که در صورت اثبات کارآمدی، تقلیل هزینه‌های تعویض مفصل را نوید می دهد مستلزم توسعه علم مکانیک بافت و تبیین تعامل شرایط مکانیکی محیط، روند تغذیه و عملکرد سلول‌های بافت می‌باشد. (۴۵-۴۱)

۱۰- علاوه بر این تلاش‌های بیشتری برای تعیین اثرات طولانی مدت مینسکتومی جزئی همچنین آسیب‌ها و شکستگی‌های استئوکندرال بر غضروف مفصلی ضروری است. بدیهی است این قبیل مطالعات می‌تواند به شناسایی بافت‌های مناسب به عنوان جایگزین مطلوب برای غضروف و مینسک متعاقب برداشت غضروف آسیب دیده و مینسکتومی، همچنین بهبود طرح و ساختار پروب‌های جراحی مورد استفاده در تعیین صدمات دژنراتیو غضروف و ارزیابی روند بهبود مفید باشد (۹۰، ۴۵-۸۹).

الگوهای از حرکت که کمترین تنش‌ها را در بافت‌های در خطر ایجاد نماید به ویژه برای متخصصین توانبخشی بسیار مهم است. ۵- علیرغم تأثیر نیروهای محوری در ایجاد بی‌ثباتی و افزایش کرنش لیگامان متقاطع قدامی (۸۷-۸۶) عمده مطالعات انجام شده به تحلیل مکانیک مفصل تحت اثر نیروی قدامی پرداخته‌اند و به تأثیر نیروهای محوری در لقی و توزیع نیرو در مفصل آسیب‌دیده به ویژه در آسیب لیگامان متقاطع قدامی کمتر توجه شده است.

۶- در آینده هم افزایی سیستم فعال و غیر فعال در حرکاتی چون راه رفتن و پریدن، چرخش و فعالیت‌های ورزشی با استفاده از سیستم ام‌آرای باز مدل‌های تخمین نیرو و اجزای محدود، با دقت بیشتری مطالعه خواهد شد (۸۸). متخصصان بر این باورند که باید تست‌های خاصی بر روی سطوح مفصلی در شرایط گوناگونی نظیر حالت مقید شده یا بدون قید انجام گیرد. همچنین بررسی بر روی این سطوح در حالت پارگی جزئی در شرایط بارگذاری با دوره طولانی (تعادل) و یا کوتاه (گذرا) مورد توجه خواهد بود.

۷- در مدلسازی باید بر طبیعت غیر همگن سطح مفصلی و نحوه قرارگیری شبکه فیبریل‌ها که با تغییر عمق بافت و افزایش یا کاهش سن، متفاوت می‌باشد تکیه نمود.

REFERENCES

1. Andriacchi T. Dynamic of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee; J. Biomechanics 1990; 23:99-105
2. Andriacchi T, Dyrby CO. Interaction between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee; J. Biomechanics 2005; 38: 293-295
3. Dennis DA, Mahfouz MR, Komistec RD, Hoff W. In-vivo determination of normal and anterior cruciate ligament-deficient knee kinematics; J. Biomechanics 2005; 38: 241-253
4. Torzill PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint compressive load and Quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament- sectioned knee; Am. J. Sports Med. 1994; 22 :105-112
5. Shelburne KB, Pandy MG, Torry MR. Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait; J. Biomechanics 2004; 37:313-319
6. Lintner DM, Kamaric E, Moseley B, Noble PC. Partial tears of the anterior cruciate ligament: Are they clinically detectable; Am. J. Sports Med. 1995; 23: 111-118
7. Hole RL, Lintner DM, Kamaric E, Moseley B. Increased tibial translation after partial sectioning of the anterior cruciate ligament; Am. J. Sports Med. 1996; 24: 556-560
8. D'Lima DD, Patil S, Steklov N, Slamin JE, Colwell CW. The Chitranjan Ranawat Award: in vivo knee forces after total knee arthroplasty; Clin. Orthop. Relat. Res. 2005; Nov 45-49
9. Andriacchi TP, Alexander EJ. Studies of human locomotion: past, present and future; J. Biomechanics 2000; 33: 1217-1224
10. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair; Clin. Biomech. 2002; 17: 274-285
11. Shapiro MS, Markolf KL, Finerman GA, Mitchell PW. The effect of section of the medial collateral ligament on force generated in the anterior cruciate ligament; J. Bone Joint Surg. Am. 1991; 73: 248-256
12. Haimes JL, Wroble RR, Grood ES, Noyes FR. Role of the medial structures in the intact and anterior cruciate ligament-deficient knee, Limits of motion in the human knee; Am. J. Sports Med. 1994; 22: 402-409
13. Liu-Barba D, Hull ML, Howell SM. Coupled motions under compressive load in intact and ACL-deficient knees: a cadaveric study; J. Biomech. Eng. 2007; 129: 818-824
14. Woo SL and Fisher MB. Evaluation of knee stability with use of a robotic system. J Bone Joint Surg Am, 2009; 91, Suppl 1: 78-84.

15. Li G, Most E, Sultan PG, Schule S, Zayontz S, Park SE, Rubash HE. Knee kinematics with high-flexion posterior stabilized total knee prosthesis: an in vitro robotic experimental investigation. *J Bone Joint Surg Am*, 2004, 86-A(8): 1721-9.
16. Ahmed AM and Burke DL. In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints--Part I: Tibial surface of the knee. *J Biomech Eng*, 1983, 105(3): 216-25.
17. Scarvell JM, Smith PN, Refshauge KM, Gollway H, Woods K. Comparison of kinematics in the healthy and ACL injured knee using MRI. *J Biomechanics* 2005; 38: 255-262
18. 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 Jun 19;42(9):1275-81.
19. Cornelius L. *Musculoskeletal Models and Techniques, Biomechanical Systems Techniques and Applications*; USA CRC Press, 2000; 9-15
20. Bertomeu JM, Lois JM, Guillem RB, Pozo AP, Lacuesta J, Mollà CG, Luna PV, Pastor JP. Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint; *Prosthet. Ortho. Int.* 2007; 31: 371-383
21. Heller MO, König C, Graichen H, Hinterwimmer S, Ehrig RM, Duda GN, Taylor WR. A new model to predict in vivo human knee kinematics under physiological-like muscle activation; *J. Biomechanics* 2007; 40: S45-S53
22. Muller M. The angles of femoral and tibial axes with respect to the cruciate ligament four-bar system in the knee joint; *J. Theor. Biol.* 1993; 161: 221-230
23. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Knee joint mechanics under quadriceps-hamstrings muscle forces are influenced by tibial restraint; *Clin. Biomech.* 2006; 21: 841-848
24. Moglo KE, Shirazi-Adl A. On the coupling between anterior and posterior cruciate ligaments, and knee joint response under anterior femoral drawer in flexion: a finite element study; *Clin. Biomech.* 2003; 18: 751-759
25. Li G, Gil J, Kanamori A, Woo SL. A validated three dimensional computational model of a human joint; *J. Biomech. Eng.* 1999; 121: 657-662
26. Pe'rie' D, Hobatho MC. In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using nonlinear finite element analysis; *Clin. Biomech.* 1998; 13: 394-402
27. Bendjaballah MZ, Shirazi-adl A, Zukor DJ. Biomechanical response of the passive human knee joint under anterior-posterior forces. *Clin. Biomech.* 1998; 13: 625-633
28. Bendjaballah, MZ, Shirazi-adl, A, Zukor, DJ. Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus; *Clin. Biomech.* 1997; 12: 139-148
29. Bendjaballah MZ, Shirazi-adl A, Zukor DJ. Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis; *The Knee* 1995; 2: 69-79
30. Pen' a E, Calvo B, Martinez M, Doblare M. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint; *J. Biomechanics* 2006; 39: 1686-1701
31. Pen' a E, Martinez M, Calvo B, Palanca D, Doblare M. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomy on human knee biomechanics; *Clin. Biomech.* 2005; 20: 498-507
32. Limbert G, Middleton J, Taylor M. Finite element analysis of the human ACL subjected to passive anterior tibial loads; *Computer Methods in Biomech. and Biomed. Eng.* 2004; 7: 1-8
33. Gardiner J, Weiss J. Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading; *Journal of Orthopaedics Research* 2003; 21: 1098-1106
34. Hirokawa, S, Tsuruno, R. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament; *J. Biomechanics* 2000; 33: 1069-1077
35. Shirazi-Adl A, Mesfar W. Effect of tibial tubercle elevation on biomechanics of the entire knee joint under muscle loads; *Clin. Biomech.* 2007; 22: 344-351
36. Ayotte DC, Ito K, Perren SM, Tepic S. Direction-dependent constriction flow in a poroelastic solid: the intervertebral disc valve; *J. Biomech. Eng.* 2000; 122: 587-593
37. Laible JP, Pflaster D, Simon BR, Krag MH, Pope M, Haugh LD. A dynamic material parameter estimation procedure for soft tissue using a poroelastic finite element model; *J. Biomech. Eng.* 1994; 116: 19-29
38. Lee CK, Kim YE, Lee CS, Hong YM, Jung JM, Goel V K. Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model; *Spine* 2000; 25: 2431-2439
39. Martinez JB, Oloyede VO, Broom ND. Biomechanics of load-bearing of the intervertebral disc: an experimental and finite element model; *Med. Eng. Phys.* 1997; 19: 145-156
40. Simon BR, Wu JS, Carlton MW, Evans JH, Kazarian LE. Structural models for human spinal motion segments based on a poroelastic view of the intervertebral disk; *J. Biomech. Eng.* 1985; 107: 327-335
41. Lai WM, Mow VC, Sun DD, Ateshian GA. On the electric potentials inside a charged soft hydrated biological tissue: streaming potential versus diffusion potential; *J. Biomech. Eng.* 2000; 122: 336-346
42. Shirazi R, Shirazi-Adl A. Deep vertical collagen fibrils play a significant role in mechanics of articular cartilage; *J. Orthop. Res.* 2008; 26: 608-615
43. Shirazi R, Shirazi-Adl A. Analysis of articular cartilage as a composite using non-linear membrane elements for collagen fibrils; *Med. Eng. & Phys.* 2005; 27: 827-835
44. Shirazi R, Shirazi-Adl A, Hurtig M. Role of cartilage collagen fibrils networks in knee Joint biomechanics under compression *Biomechanics; J. Biomech.* 2008; 41(16);3340-3348

45. Shirazi R, Shirazi-Adl A. Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint biomechanics under a combined loading; *J. Biomech.* 2009; 24(9): 755-761
46. Weiss JA, Gardiner JC, Ellis BJ, Lujan TJ, Phatak NS. Three-dimensional finite element modeling of ligaments: Technical aspects; *Med. Eng. & Phys.* 2005; 27: 845-861
47. Limbert G, Taylor M., Middleton J. Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL. *J. Biomechanics* 2004; 37: 1723-1731
48. Weiss JA, Bradley NM, Govindjee S. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity; *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 1996; 135: 107-128
49. Rodriguez JF, Alastrue V, Doblare M. Finite element implementation of a stochastic three dimensional finite-strain damage model for fibrous soft tissue; *Comput. Methods Appl. Mech. Eng.* 2008; 197: 946-958
50. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints; *The Knee* 2003; 10: 265-276
51. Kanamori A, Sakane M, Zeminski J, Rudy TW, Woo SL-Y. In-situ force in the medial and lateral structures of intact and ACL-deficient knees; *J. Orthop. Sci.* 2000; 5(6) 567-571
52. Veltri DM, Deng X-H, Torzilli PA, Warren RF, Maynard MJ. The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee; A biomechanical study, *Am. J. Sports Med.* 1995; 23(4): 436-443
53. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study; *Am. J. Bone Joint Surg* 1987; 69(2): 233-242
54. Harner CD, Vogrin TM, Höher J, Ma CB, Woo SL. Biomechanical analysis of a posterior cruciate ligament reconstruction Deficiency of the posterolateral structures as a cause of graft failure; *Am. J. Sports Med.* 2000; 28(1): 32-39
55. Harner CD, Vogrin TM, Höher J, Ma CB, Woo SL. Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction; *Am. J. Sports Med.* 2000; 28(2): 144-151
56. Harner CD, Vogrin TM, Höher J, Ma CB, Woo SL. The effect of knee flexion angle and application of an anterior tibial load at the time of graft fixation on the biomechanics of a posterior cruciate ligament-reconstructed knee; *Am. J. Sports Med.* 2000; 28(4): 460-465
57. Vogrin TM, Höher J, Arøen A, Woo SL, Harner CD. Effects of sectioning the posterolateral structures on knee kinematics and in situ forces in the posterior cruciate ligament, *Knee Surg; Sports Traumatol Arthrosc.* 2000; 8(2): 93-98
58. Markolf KL, McAllister DR, Young CR, McWilliams J, Oakes DA. Biomechanical effects of medial-lateral tibial tunnel placement in posterior cruciate ligament reconstruction; *J. Orthop. Res.* 2003; 21(1): 177-182
59. Markolf KL, Slaughterbeck JR, Armstrong KL, Shapiro MS, Finerman GA. A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft, Part I: Isometry, pre-tension of the graft, and anterior-posterior laxity; *Am. J. Bone Joint Surg.* 1997; 79(3): 375-380
60. Markolf KL, Slaughterbeck JR, Armstrong KL, Shapiro MS, Finerman GA. A biomechanical study of replacement of the posterior cruciate ligament with a graft. Part II: Forces in the graft compared with forces in the intact ligament, *Am. J. Bone Joint Surg.* 1997; 79(3): 381-386
61. Markolf KL, Slaughterbeck JR, Armstrong KL, Shapiro MS, Finerman GA. Effects of combined knee loadings on posterior cruciate ligament force generation; *J. Orthop Res.* 1996; 14(4): 633-638
62. Vahey JW, Draganich LF. Tensions in the anterior and posterior cruciate ligaments of the knee during passive loading: predicting ligament loads from in situ measurements; *J. Orthop Res.* 1991; 9(4): 529-538
63. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF. An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation; and torque, *Am. J. Bone Joint Surg.* 1982; 4(2): 258-264
64. Shelburne KB, Pandey MG. A musculoskeletal model of the knee for evaluating ligament forces during isometric contractions; *J. Biomechanics* 1997; 30: 163-76
65. Lujan TJ, Dalton MS, Thompson BM, Ellis BJ, Weiss JA. Effect of ACL deficiency on MCL strains and joint kinematics; *J. Biomech. Eng.* 2007; 129(3): 386-392
66. Van de Velde SK, DeFrate LE, Gill TJ, Moses JM, Papannagari R, Li G. The effect of anterior cruciate ligament deficiency on the in vivo elongation of the medial and lateral collateral ligaments; *Am. J. Sports Med.* 2007; 35(2): 294-300
67. Seon JK, Song EK, Park SJ. Osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction using a patellar tendon autograft; *Int. Orthop.* 2006; 30(2): 94-98
68. Nebelung W, Wuschech H. Thirty-five years of follow-up of anterior cruciate ligament deficient knees in high-level athletes; *Arthroscopy* 2005; 21(6): 696-702
69. Iohmander L, Ostergren A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury; *Arthritis Rheum.* 2004; 50(10): 3145-3152
70. Wang CJ, Hung TW. Radiographic assessment of the knee after patellar tendon reconstruction for chronic anterior cruciate ligament deficiency; *Cahng Gung Med. J.* 2004; 27(2): 85-90
71. Finsterbush A, Frankl U, Matan Y. Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament; *Am. J. Sports Med.* 1990; 18: 475-479
72. Noyes F, Mooar P, Matthews D. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals; *Am. J. Bone Joint Surg.* 1983; 65-A: 154-162

73. Gardiner J, Weiss J. Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading; *J. of Orthop. Res.* 2003; 21: 1098–1106
74. Gardiner J, Weiss J, Rosenberg T. Strain in the human medial collateral ligament during valgus lading of the knee; *Clin. Orthop. and Rel. Res.* 2001; 391: 266–274
75. Kawada T, Abe T, Yamamoto, K, Hirokawa S, Soejima T, Tanaka N, Inoue A. Analysis of strain distribution in the medial collateral ligament using a photoelastic coating method; *Med. Eng. and Phys.* 1999; 21: 279–291
76. Woo SL-Y, Debski R, Withrow J, Janaushek M. Biomechanics of the knee ligaments; *Am. J. Sports Med.* 1999; 27: 533–543
77. Hull ML, Berns G, Varma H, Patterson A. Strain in the medial collateral ligament of the human knee under single and combined loads; *J. Biomechanics* 1995; 29: 199–206
78. Arms, S, Boyle, J, Johnson, R, Pope, M. Strain in the medial collateral ligament of the human knee: an autopsy study; *J. Biomechanics* 1995; 29: 199–206
79. Yamamoto K, Hirokawa S, Kawada T. Strain distribution in the ligament using photoelasticity. A direct application to the human ACL; *Med. Eng. and Phys.* 1998; 20: 161–168
80. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces; *The Knee*; 2005; 12: 424-434
81. Berchuck M, Andriachi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptation by patient who have a deficient anterior cruciate Ligament; *J. Bone Joint Surg.* 1990; 72A: 871 – 877
82. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Knee joint biomechanics in open-kinetic-chain flexion exercises; *Clin. Biomech.*; 2008; 23: 477-482
83. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries; *Br. J. Bone Joint Surg.* 1991; 73: 260-267
84. Gabriel MT, Wong EK, Woo SL. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads; *J. Orthop. Res.* 2004; 22: 85-89
85. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in ACL and PCL material properties or prestrains in flexion under muscle force-implications in ligament reconstruction; *Computer Methods Biomech. Biomed. Eng.* 2006; 9: 201–209
86. Fleming BC, Renstrom PA, Beynonn BD. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain; *J. Biomechanics* 2001; 34: 163-170
87. Torzilli PA, Deng X, Warren RF. The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee; *Am. J. Sports Med.* 1994; 22: 105-112
88. Besier TF, Gold GE, Delp SL, Fredricson M, Beaupre GS. The Influence of Femoral Internal and External Rotation on Cartilage Stresses within the Patellofemoral Joint; *J.Orthop. Res.* 2008; 26: 1-9
89. Shirazi R, Shirazi-Adl A. “Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: Effect of osteochondral defects”, *J Biomechanics.* 2009; 42(15): 2458-2465
90. Bae WC, Lewis CW, Levenston ME, Sah RL. Indentation testing of human articular cartilage: Effects of probe tip geometry and indentation depth on intra-tissue strain. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 1039–1047.

Review of Finite Element Model Studies in Knee Joint Biomechanics

Rahemi H¹, Mostafavi S.K^{2*}, Esfandiarpour F³, Parnianpour M⁴, Shirazi-Adl A⁵

1. PhD Student, Department of Biomedical Physiology and Kinesiology, Simon Fraser University, Burnaby, Canada.
2. PhD Student, Mechanical and Materials Engineering, University of Western Ontario, London, Ontario, Canada
3. Assistant Professor, School of Rehabilitation, Jundishapour Ahvaz University of Medical Science, Ahvaz, Iran
4. Professor, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran.
5. Professor, Department of Mechanical Engineering, École Polytechnique, Montreal, Quebec, Canada.

Abstract

Background and Aim: Human knee joints experience very large loads and motions during regular daily, occupational and sport activities. Consequently, they are at high risk of being exposed to injuries and degeneration. Osteoarthritis and ligament injuries often inflict knee joints causing considerable pain and loss of productivity involving thus significant human and economic costs. Hence, biomechanics of human knee joints has been the focus of many investigations with the primary aim to improve understanding of joint function in normal and perturbed conditions. The existing prevention and treatment programs have been based on such studies.

Materials and Methods: Due to inherent costs, limitations, difficulties and ethical concerns associated with in vivo and in vitro cadaveric studies, finite element model studies have been developed as effective, powerful and complementary tools to investigate knee joint biomechanics subject to internal and external mechanical conditions affecting its normal function.

Results: The advantage of finite element method in study of joint biomechanics lies in its robustness to incorporate complex 3D joint geometry, intricate boundary and loading conditions and materials with nonhomogeneous and nonlinear properties.

Conclusion: This article reviews important model studies, presents their relevant results and discusses some of the promising future directions.

Key words: Knee joints; Modeling; Finite element method; Ligament; Injury; Degeneration; Rehabilitation; Treatment

***Corresponding author:** Mostafavi S.K. Mechanical and Materials Engineering, University of Western Ontario, London, Ontario, Canada

Email: parnianpour@yahoo.com