

## مروری بر برخی مطالعات مدل‌های Finite element زانو

سید محمد عبدالهی\*، علی ملکی<sup>۱</sup>، نیما جمشیدی<sup>۲</sup>

### چکیده

**مقدمه:** زانو یکی از مهم‌ترین و پرکاربردترین مفصل‌های بدن انسان می‌باشد که در معرض آرتروز و بیماری‌ها قرار دارد. استفاده از مدل‌های بیومکانیکی و تحلیل Finite element، درک صحیحی از نیروهای ماهیچه‌ای، تنش غضروف و پیش‌بینی آسیب‌های زانو در وضعیت‌ها و شرایط مختلف بارگذاری ارایه خواهد نمود. در هنگام رانندگی با ماشین‌آلات زراعی به دلیل نامناسب بودن طراحی و عدم برخورداری از ارگونومی مناسب، اعمال نیروی بیش از حد مجاز از طرف راننده به پدال باعث بارگذاری نامناسب مفصل زانو و در نتیجه آسیب دیدن غضروف مفصلی و ایجاد آرتروز زانو می‌شود. هدف از این مطالعه، مروری بر نتایج حاصل از تحلیل Finite element تحت سیتینیک‌های مختلف و تحت شرایط فعالیت اپراتورهای ماشین‌آلات کشاورزی بود.

**مواد و روش‌ها:** بررسی بیومکانیک کل مفصل زانو و مدل‌سازی Finite element سه بعدی این مفصل با استفاده از روش‌های عکس‌برداری و آناتومی هندسه، می‌تواند سینماتیک و مکانیک اتصال و تماس در این مفصل را مورد ارزیابی قرار دهد. همچنین با بررسی مدل استقرار و شرایط مختلف بارگذاری، می‌توان نیروهای ایجاد شده را تجزیه و تحلیل نمود. مدل‌های بیومکانیکی زانو اغلب شامل ساختار استخوانی، لایه‌های غضروفی مجزا، منیسک‌ها و لیگامنت‌های اصلی می‌باشد.

**یافته‌ها:** مطالعه تحقیقات صورت پذیرفته روی مفصل زانو در سیتینیک‌های مختلف، به خصوص موقعیت‌های مشابه فشردن پدال در ماشین‌آلات کشاورزی بیانگر این نتیجه بود که به دلیل اعمال نیروی زیاد به خصوص در اکستنشن کامل زانو، مشابه فشردن پدال‌ها، سیتینیک‌های خاص می‌تواند در کاهش تنش‌های به وجود آمده تا زیر حد تحمل زانو و عملکرد بهتر مفصل، مؤثر واقع شود.

**نتیجه‌گیری:** ضرورت انجام مطالعه مروری بر روی مفصل زانو، بررسی وضعیت‌های مختلف زانو و شرایط تحمل بار و چگونگی سینماتیک، رفتار و عملکرد تحت سیتینیک مختلف زانو توسط روش‌های Finite element و بیومکانیک می‌باشد. به ویژه در فعالیت با ماشین‌آلات کشاورزی که فرد با شرایط خاص قرارگیری، بارهای شدید و اغلب در شرایط نامناسب ارگونومیکی روبرو می‌باشد.

**کلید واژه‌ها:** مدل‌سازی، اجزای محدود، بیومکانیک، مفصل زانو، راننده

**نوع مقاله:** پژوهشی

**تاریخ دریافت:** ۹۱/۱/۵

**تاریخ پذیرش:** ۹۱/۶/۹

### مقدمه

است. مفصل زانو به وسیله یک کپسول مفصلی، غشای سینوویال (حاوی مایع سینوویال) و لیگامنت‌ها احاطه می‌شود. در ساختار مفصل زانو، لایه‌های غضروفی مجزا که

زانو مفصلی است که از سه استخوان فمور، تیبیا و کشکک و دو مفصل تیبیوفمورال و مفصل پتلوفمورال تشکیل شده

\* دانشجوی کارشناسی ارشد مکانیک ماشین‌های کشاورزی، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

Email: smadabdollahi@yahoo.com

۱- استادیار، گروه مکانیک ماشین‌های کشاورزی، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

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

به صورت لایه‌ای در بعضی نقاط قرارگیری استخوان‌ها بر روی همدیگر قرار گرفته‌اند، مینیسک‌های داخلی (Medial meniscus) و خارجی (Lateral meniscus) و پنج لیگامنت اصلی، جانبی (Collaterals)، خلفی (Posterior cruciate ligament) متقاطع قدامی (Anterior cruciate ligament) و پتلار (Patellar) اهمیت زیادی دارند. آرتروز زانو یکی از شایع‌ترین اختلالات مفصل زانو می‌باشد. پس به نظر می‌رسد استفاده از روش‌های بیومکانیکی و تحلیل‌های Finite element در بررسی علل اختلالات مفصل زانو از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. ارایه یک مدل مناسب کمک زیادی به بررسی وضعیت بیومکانیکی این مفصل خواهد نمود. در فعالیت‌های مختلف ورزشی و حرکتی، دو مفصل تشکیل دهنده زانو تحت نیروی‌هایی بیش از وزن بدن قرار می‌گیرند. این مسأله با توجه به حرکت قابل توجه این مفصل باعث ایجاد درد در جلوی زانو به دلیل فشار بسیار زیاد روی مفصل پتلوفمورال می‌گردد و می‌تواند منجر به اختلال عملکرد، بی‌ثباتی و سندرم فشار بیش از حد در مفصل پتلوفمورال شود. فشارهای تماسی بیش از اندازه نیز می‌تواند یک علت درد مفصل پتلوفمورال باشد که منجر به تخریب (Degeneration) غضروف مفصل می‌گردد.

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 توان‌بخشی، بلکه در طراحی، بازسازی و تهیه سیستم‌های جایگزین زانو (TKA یا Total knee arthroplasty) نقش مؤثری خواهد داشت. روش‌های مختلفی جهت ترسیم هندسه مفصل زانو مورد مطالعه قرار گرفته است. به عنوان مثال برای مدل سازی زانو می‌توان با استفاده از داده‌های به دست آمده از ام-آر-آی زانوی سالم یا داده‌های مرجع، شمای کلی مفصل را شبیه‌سازی کرد و سپس با اسکن مستقیم مفصل زانوی افراد مختلف توسط یک اسکنر لیزری سه بعدی اطلاعات را در نرم‌افزار بازسازی و ویرایش نمود. داده‌های هندسی استخراج شده از سی-تی اسکن مینیسک‌ها و غضروف‌های فرد سالم روش دیگری برای ایجاد یک مدل هندسی

Finite element خواهد بود. در گذشته بیشتر ارزیابی‌ها بر روی مدل‌های دو بعدی صورت می‌گرفت. امروزه با پیشرفت علم و با استفاده از روش‌های Finite element، ارزیابی بیومکانیکی سه بعدی مفصل امکان‌پذیر شده است. عبدالرحمان و حفظی یک مدل دینامیکی شبه دو بعدی طراحی نمودند و چند سال بعد آن را به یک مدل سه بعدی گسترش دادند (۱، ۲).

Halloran و همکاران یک مدل ساده Finite element از جایگزینی کل زانو را ارایه کردند. در این مدل با آنالیز Finite element همزمان سینماتیک، TKA و نحوه اتصال زانو از جنبه مکانیک در بارگذاری دینامیکی به روش ساده‌ای مورد بررسی قرار گرفت (۳). در این مدل چگالی مش‌بندی روی سینماتیک پیش‌بینی شده به ویژه برای عناصر کاسه زانو که در مکانیک اتصال زانو دخیل هستند، تأثیر اندکی داشت و توانست در شبیه‌سازی دینامیکی یک سیکل راه رفتن مفید واقع شود (۴).

مسافر و شیرازی عدل نیروهای ماهیچه چهارسر و بیومکانیک کل مفصل زانو شامل مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال را در زوایای مختلف فلکسیون مورد بررسی قرار دادند (۵). Bendjaballah و همکاران با کمک رایانه، هندسه کامل مفصل زانوی انسان را ترسیم نمودند و با ارایه مدل Finite element غیر خطی سه بعدی مفصل زانو، نیروها و نواحی تماسی قسمت‌های مختلف مفصل را با اعمال بار ۱۰۰۰ نیوتنی روی مفصل، محاسبه نمودند (۶).

Pena و همکاران با تحلیل Finite element سه بعدی، رفتارهای مشابه لیگامنت‌ها و مینیسک‌های زانوی انسان سالم، تنش‌های هم‌نوع (Homogeneous stress) و نیروهای کششی بافت‌های سخت بیولوژیک مانند لیگامنت‌ها و سینماتیک زانو تحت بارهای خارجی فیزیولوژیکی را محاسبه نمودند (۷).

Guo و همکاران توانستند با استفاده از تصاویر سی-تی اسکن مفصل زانو، یک مدل سه بعدی Finite element از مفصل زانوی انسان سالم شامل استخوان‌های فمور و تیبیا، مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال، غضروف مفصلی و

می‌کنند. تأثیرات اساسی این ساختار به خصوص فیبرهای عمودی عمیق (Deep vertical fibrils) در مکانیک مفصل قابل توجه است (۱۱، ۱۲).

Song و همکاران توزیع نیرو و تنش‌ها در انترومدیال (AM) و پوسترولترال (PL) لیگامان صلیبی قدامی (ACL) را در اکستنشن کامل زانو تحت بار خارجی درشت نی محاسبه نمودند (۱۳).

تأثیر تمرینات زنجیره بسته و باز 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 فیزیوتراپیست‌ها است. در این رابطه مطالعه اخیر نشان می‌دهد که افزایش مقدار مقاومت در زنجیره باز حرکتی سبب افزایش نیروی همسترینگ، نیروهای تماسی و نیروی لیگامان‌های متقاطع خلفی و جانبی در زانو می‌شود (۱۴).

بر طبق مدل‌سازی‌های انجام شده، لیگامان صلیبی خلفی (PCL) در مقابل نیروی کششی قدامی فمور یا کشش خلفی تیبیا مهم‌ترین سازه بوده است (۱۵، ۱۶) و در زوایای اکستنسیون بالاتر فعال می‌شود و بیشترین نیروی خود را در زاویه حدود ۹۰ درجه تحمل می‌کند (۱۷).

Woo و Fisher برای برآورد نیروی المان‌های مختلف از فیلم‌های حساس استفاده نمودند و به تعیین سطوح و نیروهای تماسی پرداختند (۱۸).

مطالعات جدید مؤید افزایش قابل توجه کرنش لیگامان جانبی داخلی در زانویی است که از لیگامان متقاطع قدامی کارایی برخوردار نیست (۱۹). Shelburne و همکاران با مدل‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی و شبیه‌سازی یک سیکل راه رفتن نشان دادند، در زانوی با آسیب دیدگی لیگامان متقاطع قدامی، لیگامان جانبی داخلی بازدارنده اصلی در برابر نیروی برشی قدامی است (۲۰).

در مورد فعالیت با ماشین‌آلات کشاورزی نیز بر روی استاندارد سازی فضای کاری و طراحی متناسب با آنتروپومتری بدن مطالعاتی صورت پذیرفته است (۲۱، ۲۲) که هدف انجام طراحی ارگونومیکی در این ماشین‌آلات می‌باشد.

لیگامنت‌های اصلی رسم نمایند و با تحلیل فشارهای توزیع شده روی سطوح مفصلی در بارگذاری دینامیکی پا، بیشینه فشار تماسی کل مجموعه را در ۴۵ درصد از یک سیکل راه رفتن به دست آورند (۸).

Junior و همکاران با شبیه‌سازی سینماتیک مفصل زانو و ارایه یک مدل سه بعدی، نقش لیگامنت‌های اصلی از نظر مکانیکی در وابستگی‌های حرکتی اعضای مفصل را طی فلکسیون زانو تعیین کردند و مشاهده نمودند که جنبه‌های سینماتیکی مختلف به طور یکسان عمل می‌کند و پیش‌بار ابتدایی لیگامنت‌ها و موقعیت قرارگیری آن‌ها در مدل باعث تغییر در نتایج به دست آمده می‌گردد (۹). Van den Heever و همکاران نیروهای تماسی وارد بر زانوی یک تکه و کامل جایگزین شده در یک بیمار خاص را مورد بررسی قرار دادند و در یک مدل Finite element معتبر، دو روش جایگزینی، یکی روش مرسوم که در بیمار سطح مفصل را به حالت اول بر می‌گرداند و جایگزینی مورد بحث که بر روی سطح مفصل و بخش کوچکی از استخوان صورت می‌پذیرد را بر حسب نیروها و تنش‌های تماسی، مقایسه نمودند (۱۰).

شیرازی و شیرازی عدل با بسط یک مدل Finite element غیر خطی مفصل زانو، بیومکانیک مفصل تیبیوفمورال را تحت یک بار کششی ۲۰۰ نیوتنی در سمت داخل با پیش‌بار فشاری ۱۵۰۰ نیوتنی در سمت خارج ارزیابی کردند و نشان دادند احتمال تخریب مفصل زانو به دنبال منیسک‌کتومی Partial در مفصلی که همزمان دچار مشکل یا آسیب لیگامنت متقاطع قدامی می‌باشد، به طور قابل ملاحظه‌ای افزایش می‌یابد (۱۱).

در برخی مطالعات سطح مفصلی توسط المان‌های غشایی پوسته‌ای غیر خطی با رفتاری کاملاً مشابه بافت طبیعی مدل‌سازی شده است که در این مدل‌ها منیسک و سطوح مفصلی به صورت موادی با تغییر خواص در لایه‌های مختلف در نظر گرفته شده است و تحلیل بافت‌ها و مشارکت در مقاومت تنشی بین اجزای صلب و سیال را محاسبه می‌کنند. برای اولین بار مدل با ساختار شبکه فیبری پیچیده را برای سطوح مفصلی و منیسک در مفصل کامل زانو استفاده

**مکانیک زانو**

شناخت مکانیک زانو به طور قابل توجهی پیش‌گیری و درمان اختلالات و صدمات مفصل زانو را بهبود می‌بخشد. تعویض کل مفصل زانو و جایگزینی پروتز رباط‌ها به طور مستقیم، دو نمونه مشهود از چنین بهره‌مندی‌ها می‌باشند. بررسی مکانیک مفصل زانو موضوع تعداد زیادی از مطالعات بوده است که اغلب به صورت تجربی و هدف از انجام آن، اندازه‌گیری تحت چند جابجایی با بار ناخالص متغیر در زمان و مکان اعمال و بررسی پاسخ‌های یک زانوی سالم و یک زانوی معیوب می‌باشد.

با مطالعه سینماتیک مفاصل و مکانیک اتصال مفصل زانو در تماس موفق، امکان نوآوری در سیستم‌های TKA در مدل‌های کامپیوتری مناسب فراهم می‌شود. پیش‌بینی نواحی و نیروهای تماسی با توجه به سطح مشترک مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال، پتانسیل عملکردی این مفاصل در انجام یک TKA موفق در این زمینه را نشان می‌دهد.

به منظور بررسی شرایط و توانایی‌های زانوی سالم در حرکت به اطراف و چرخش و مقایسه آن با زانوی آسیب دیده مدل‌هایی ارائه شده است. هدف اصلی در این نوع مطالعات ارائه یک مدل هندسی مشابه با مکانیک زانو است که با کمک آن بتوان عوامل مؤثر در بروز اختلالات و بیماری‌های این مفصل، چگونگی درمان آن‌ها و در صورت نیاز جایگزینی مفصل را تعیین نمود. تحقیق حاضر نیز با هدف مطالعه مدل‌های مکانیکی ارائه شده و نحوه بارگذاری در راستای انجام فعالیت پدال‌گیری در ماشین‌های کشاورزی و عوامل بروز اختلال ناشی در زانو و در نتیجه حصول ارگونومی صحیح صورت پذیرفته است.

**تعیین پارامترهای مدل**

همان‌طور که ذکر شد در اغلب مدل‌های Finite element و شبیه‌سازی‌های دو بعدی و سه بعدی زانو، تلاش شده است تصویر کاملی از مفصل زانو ترسیم گردد.

مدل Finite element زانو، به طور عمومی در پیش‌بینی نیروها و سطوح تماس طی بارگذاری‌های استاتیکی استفاده گردیده است. مطالعه Finite element دینامیکی نیز در

TKA و مکانیک اتصال، در بارگذاری‌های دینامیکی زانو انجام پذیرفته است که هدف از آن ارائه یک مدل آزمایشی Finite element ساده برای TKA بود.

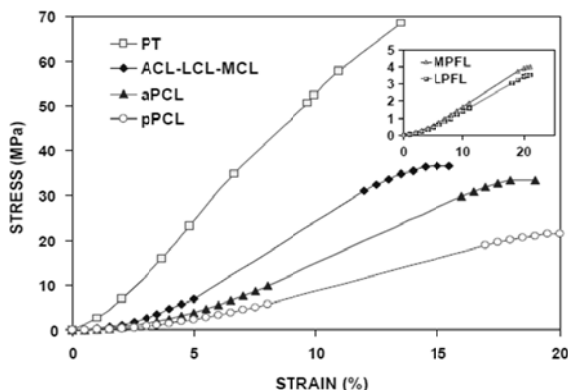
مدل‌های Finite element مفصل زانو تحت بار نیز در مطالعات مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است. به عنوان مثال نیروهای محوری تا حد ۱۰۰۰ نیوتن روی استخوان فمور وارد شد و واکنش افزایشی به دلیل افزایش نیروهای وارده در مفصل تیبیوفمورال در حین اکستنشن کامل زانو، در زنجیره حرکتی بسته (Closed kinematic chain) ارزیابی شد. در بررسی دیگری، مدل بیومکانیکی مفصل زانو شامل مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال، تحت زوایای مختلف (۰ تا ۹۰ درجه) و نیروهای مختلف ماهیچه چهارسر (۳ و ۱۳۷ و ۴۱۱ نیوتن) مورد مطالعه قرار گرفت. در بررسی دیگری در مدل Finite element زانو، مفاصل تیبیوفمورال و پتلوفمورال تحت بار کششی ۲۰۰ نیوتن داخلی و پیش‌بار فشاری ۱۵۰۰ نیوتن خارجی قرار گرفتند و بیومکانیک مفصل ران مورد مطالعه قرار گرفت. در این مدل غضروف و منیسک‌ها دارای ساختار همگن در نظر گرفته شد. در مدل‌های Finite element، سه ساختار استخوانی (فمور، تیبیا و کشکک)، لایه‌های غضروفی مفصل، منیسک‌ها و لیگامنت‌ها، شش رباط اصلی، تاندون پاتلار و ماهیچه چهارسر ران شرکت دارند. مدل‌های کامل اغلب جهت بررسی کل یا قسمتی از مفصل زانو مورد استفاده قرار می‌گیرند. شکل ۱ مدلی است که متناسب با وضعیت زانو در حین عملیات فشردن پدال در ماشین‌آلات کشاورزی می‌باشد.

**مواد و روش‌ها**

در مدل‌سازی المان محدود، با استفاده از بازسازی تصاویر به دست آمده از عکس‌برداری‌های پزشکی، مدل هندسی مفاصل به صورت دو یا سه بعدی بازسازی می‌شود. سپس توسط نرم‌افزارهای تجاری (ANSYS, LSDYNA, COSMOS ABAQUS) به مجموعه المان‌ها تبدیل شده و در نهایت با ایجاد شرایط مرزی، بارهای اعمالی و روابط حاکم بر المان‌ها، اطلاعات مربوط در نقاط مورد نظر به دست

استخوان‌های فمور، کشکک و تیبیا، به صورت ایزوتروپیک در نظر گرفته می‌شود که به صورت معمول، ضریب پواسون آن ۰/۴۵ و مدول الاستیک آن ۱۲ مگاپاسکال در نظر گرفته می‌شود. منیسک‌ها علاوه بر این که به صورت الیاف کلاژنی که به دلیل شکل خاص آن‌ها به صورت غیر خطی تقویت شده‌اند، دارای خواص فیزیکی مشابه با غضروف‌ها نیز می‌باشند و اغلب به صورت دو حلقه C مانند و هر کدام با مدول الاستیک بالای ۱۵ مگاپاسکال در دو طرف زانو قرار دارند. منیسک‌ها در داخل زانو، جایی که به صورت دو شاخ و در روبروی هم قرار می‌گیرند، اتصالات محکمی در دو انتها (با فاصله ۵ میلی‌متر) دارند. در این مدل غضروف‌ها و منیسک‌های مشترک تیبیوفمورال با استفاده از جایگزینی بدون اصطکاک تماسی سخت و بدون نفوذ و با به حداقل رساندن ضریب اصطکاک شبیه‌سازی می‌شوند که جهت بررسی وضعیت سایش در زانو، بسیار مؤثر و قریب به ذهن است.

در شکل ۲ نمودار تنش - کرنش لیگامنت‌های مختلف مورد استفاده در مدل‌های Finite element تاندون پاتلار، لیگامنت متقاطع قدامی و دیگر لیگامنت‌ها نشان داده شده است.



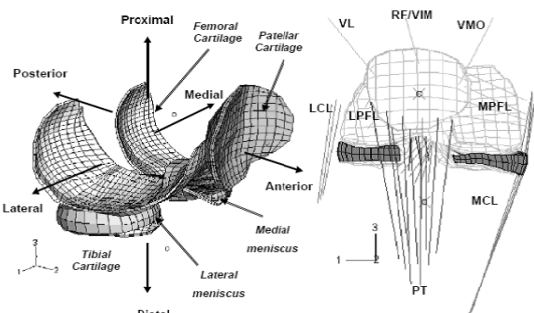
شکل ۲. نمودار تنش - کرنش لیگامنت‌های مختلف به کار رفته در مدل‌سازی‌ها (۴)

در مدل‌سازی‌های زانو با استفاده از روش Finite element کلیه مدل‌های متناسب با وضعیت‌های مختلف زانو شبیه‌سازی شده است و مورد تحلیل قرار گرفته‌اند. در این آنالیزها مناطق و فشارهای تماسی در نواحی

می‌آید. مدل‌های المان محدود از نظر خواص مدل و سالم یا مجروح بودن مفصل و نیز نوع بارگذاری و تعداد اجزا با هم فرق دارند.

اولین مدل‌های ایجاد شده ساده‌تر و با تعداد المان‌های کمتری بوده که با پیشرفت تکنولوژی مدل‌ها پیشرفته‌تر شده و نتایج دقیق‌تر و رفتار مدل به مکانیک طبیعی مفصل نزدیک‌تر شده است. اغلب مدل‌های دو بعدی و سه بعدی در مدل‌سازی‌های زانو مورد استفاده قرار می‌گیرد. از آن جا که مدل‌های سه بعدی قابلیت کنترل و بارگذاری با درجات آزادی بیشتری را دارند دارای نتایج قابل استنادتری هستند، اما برای ایجاد و تحلیل با مشکلات زیادتری روبرو می‌باشند.

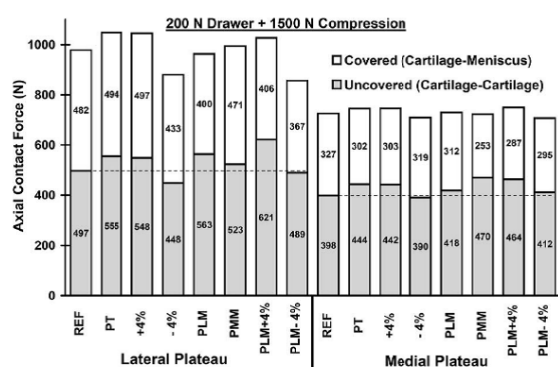
در مدل‌سازی‌های زانو، اغلب عناصر سازنده مدل خواصی مشابه بافت مورد نظر دارند. به عنوان مثال از استخوان به عنوان یک بافت سخت در مقابل بافت نرم مفصل استفاده می‌گردد. منیسک‌ها به عنوان ترکیبات غیر همگن از مواد حجمی سه بعدی که توسط فیبرهای کلاژنی شعاعی و محیطی تقویت شده است، مدل‌سازی می‌شوند و لیگامنت‌ها هر کدام توسط تعدادی از عناصر تک محوری به صورت خطی بدون کرنش با خواص مادی غیر خطی، به صورت ساده مدل شده‌اند.



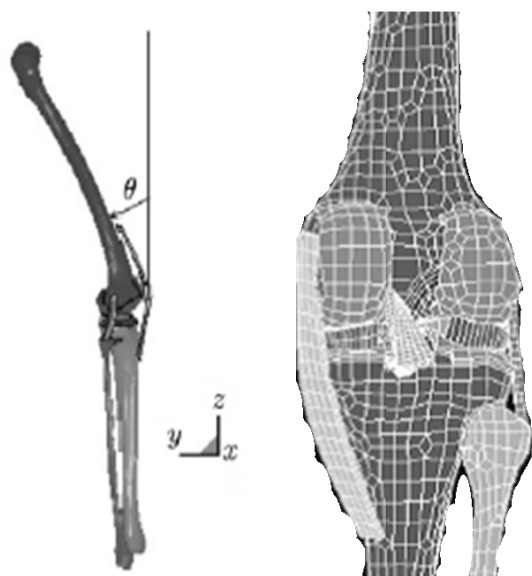
شکل ۱. یک مدل Finite element از قسمت‌های مختلف زانو (۴)

در مدل‌های کامل زانو، لیگامنت‌های متقاطع در داخل پتلوفمورال به صورت چند عنصر جانبی نمایش داده می‌شوند. لیگامنت پتلوفمورال خارجی توسط سه عنصر و تاندون پاتلار توسط نه عنصر نمایش داده می‌شوند. لایه غضروفی روی

چهارسر در حین اکستنشن زانو، نیروی قابل ملاحظه‌ای در لیگامنت متقاطع قدامی به وجود می‌آورد و نشان می‌دهد که در مسیر برگشت لیگامنت متقاطع قدامی به حالت اول، باید از اعمال نیروهای بزرگ ماهیچه‌های چهارسر زانو بر مفصل در نزدیکی زوایای راست شدن کامل زانو جلوگیری به عمل آید. به همین دلیل در عمل انبساط ایزومتریک یا سالم، یک نیروی مهارکنندگی شدید روی تیبیا در نزدیکی محور مفصل وجود دارد تا نیروهای لیگامنت متقاطع قدامی را در دامنه انتهایی صاف شدن زانو کاهش دهد (جدول ۱).



شکل ۳. نیروهای تماسی محوری در تماس غضروف با غضروف و منیسک با غضروف (۱۰)



شکل ۴. شماتیک نواحی تماسی و زاویه انبساط (۷)

اتصال و قرارگیری دو عضو بر روی یکدیگر، به صورت شماتیک و داده‌ای بیان می‌گردد. مدل‌ها و شرایط بارگذاری مورد مطالعه اغلب منطبق با شرایط فعالیت پدال‌گیری در ماشین‌آلات کشاورزی بوده است و شماتیکی از مفصل زانو در حین فعالیت را بیان می‌دارد که در هنگام مطالعه جامعه رانندگان ماشین‌های کشاورزی با آن روبرو هستیم.

## یافته‌ها

نتایج حاصل از آنالیز و تحلیل مدل‌های ایجاد شده، حاکی از فعالیت بررسی اختلالات و بیماری‌های مفصل و جایگزینی کل زانو توسط تحلیل و آنالیز بیومکانیکی و Finite element زانو تحت شرایط مختلف بارگذاری می‌باشد.

نتایج حاصل از بررسی‌های گسترده بیومکانیکی مدل‌های Finite element غیر خطی مفصل، در بارگذاری‌های کششی داخلی و فشاری خارجی (Medial tensile and lateral compressive loading)، نشان می‌دهد با ادامه Pre-load های فشاری خارجی روی مفصل، نیروی کششی لیگامنت متقاطع قدامی در بارگذاری‌های داخلی افزایش خواهد یافت. همان‌طور که در شکل ۳ دیده می‌شود، اختلال و تشویش در خواص مادی (Material properties) و نیروهای کششی لیگامنت متقاطع قدامی هر کدام به تنهایی یا همراه با همدیگر، انتقال نیرو از طریق نواحی پوشیده با غضروف و فاقد غضروف را تحت تأثیر قرار می‌دهد و نیروهای تماسی محوری روی غضروف را به کلی دگرگون می‌سازد. وضعیت به وجود آمده، متناسب با فشردن پدال در اکستنشن زانو و افزایش بار پدال روی مفصل است. این نیروی تماسی محوری روی غضروف عامل ایجاد سایش به خصوص در نواحی فاقد پوشش غضروفی شده است و اختلالات مفصلی را به دنبال خواهد داشت.

نیروهای ماهیچه چهارسر به طور معنی‌داری طول لیگامنت متقاطع قدامی، تاندون Patellar و نیروها و نواحی تماس در مفصل پتلوفمورال را افزایش می‌دهد و گشتاور پایدار مفصل را به دلیل افزایش سطح اتکا بالا می‌برد. انعطاف زانو نیز در همه این موارد کاهش می‌یابد (شکل ۴). فعالیت ماهیچه‌های

جدول ۱. نواحی و فشارهای تماسی در بعضی موقعیت‌ها (۷)

شرایط	فشار تماس غضروف (مگاپاسکال)			سطح تماس غضروف (میلی‌متر مربع)			
	استخوان ران	کشکی	کشکی	استخوان ران		کشکی	
				داخلی	خارجی	داخلی	خارجی
۵/۵-۱۴۶۲*	۲/۷۴	۲/۲۳	۱۷۷/۷	۱۲۶/۹	۱۸۱/۱	۱۶۷/۷	
۱۵/۵-۱۲۰۲	۲/۳۰	۱/۸۳	۱۷۱/۴	۱۳۸/۰	۱۹۳/۹	۱۴۹/۹	
۴/۵-۲۲۷۵	۲/۶۶	۲/۴۲	۱۸۱/۹	۱۸۵/۹	۲۱۰/۱	۱۸۰/۴	

\* اعداد به ترتیب بیانگر نیرو و زاویه مفصل می‌باشند.

خارج قرار می‌گیرند و باعث بیشتر شدن ناحیه تماس و کاهش نیروهای تماسی می‌گردند.

### بحث

زانو یکی از پر اهمیت‌ترین مفصل‌های بدن انسان است که در زندگی روزمره به خصوص در حین رانندگی کاربرد زیاد و مهمی دارد. به همین جهت بررسی وضعیت زانو و ایجاد یک مدل مناسب و نزدیک به واقعیت و تحلیل آن در پوسچرها و فعالیت مختلف روزانه کمک شایانی در شناخت قسمت‌های در معرض اختلال و بیماری خواهد نمود. از شایع‌ترین اختلالات مفصل زانو می‌توان به آرتروز اشاره کرد. این مورد برای افرادی که در فعالیت کاری خود بیشتر از زانو استفاده می‌کنند (رانندگان و کشاورزان) دارای اهمیت خاصی می‌باشد. از بررسی مطالعات فوق می‌توان استنباط نمود که رانندگان به دلیل استفاده مداوم از کلاچ و ترمز در حین رانندگی و کشاورزان هنگام انجام عملیات کشاورزی، نیروی فشاری خارجی زیاد و متناوبی در زوایای مختلف فلکشن و اکستنشن زانو، بر روی این مفصل وارد می‌کنند. اگر وضعیت قرارگیری زانو برای اعمال نیرو در فشردن پدال‌ها در زوایای نزدیک به اکستنشن کامل باشد، چون نیروی وارده توسط ماهیچه چهارسر بزرگ خواهد بود این عمل به راحتی انجام می‌پذیرد. همچنین در بارگذاری خارجی مفصل، به عنوان مثال در حین فشردن کلاچ توسط راننده، چون نیروی کششی لیگامنت متقاطع قدامی افزایش می‌یابد و تغییر در فشارهای تماسی غضروف‌ها به خصوص در رانندگانی که دارای منیسکتومی جزئی هستند، به ویژه اگر با یک لیگامنت متقاطع ضعیف

اگر منیسکتومی Partial در زانویی که دچار مشکل یا آسیب لیگامنت متقاطع قدامی است همراه شود، فشارهای تماسی وارد بر غضروف‌ها تغییر خواهد کرد. این دگرگونی با افزایش پیش‌رونده نیروهای خارجی وارد بر مفصل باعث آسیب جدی‌تر و بزرگ‌تر منیسک می‌شود و در نهایت از هم گسیختگی کامل لیگامنت متقاطع قدامی را به دنبال خواهد داشت. در این شرایط تخریب شدید غضروف مفصلی زانو حتمی است. پس می‌توان بیان داشت راننده با منیسکتومی Partial در زانو به شدت در معرض اختلالات مفصلی به خصوص تخریب غضروف مفصلی و ساییدگی زانو خواهد بود. داده‌های حاصل از آنالیز مدل جایگزینی زانو نشان می‌دهد در طرح جایگزینی مرسوم و در مقایسه با طرح دارای یاتاقان (سکوی اتصال پلی‌اتیلن) ثابت، نیروهای تماسی کوچکی در مفصل تیبیوفمورال به وجود می‌آید. همچنین توزیع نیرو در قسمت وسط زانو، یکنواخت‌تر از هر یک از جایگزینی‌های مرسوم نشان داده است. بنابراین جایگزینی یک تکه و کامل زانو به صورت معمول، پتانسیل خوبی برای توزیع یکنواخت نیرو و حفظ موجودیت استخوان دارد.

بررسی آنالیز مدل سه بعدی غیر خطی از مفصل زانو و بارگذاری نیروی محوری نشان می‌دهد برای مفصل در جهت محوری یک رفتار قوی غیر خطی با جایگزینی‌های جفت شده وجود دارد که بار بیشتر توسط بدنه‌های جانبی نسبت به بدنه میانی حمل می‌گردد و اتصال غضروف با غضروف نسبت به اتصال غضروف با منیسک بیشتر است. منیسک‌ها توسط شاخک‌های خود به طور محکم به تیبیا متصل شده‌اند و به طور محوری و تحت بار شعاعی از قسمت مرکز به طرف

زراحی (تراکتور)، باعث از بین رفتن غضروف‌ها و ایجاد اختلال ساییدگی زانو می‌شود. بنابراین برای سلامت زانوی راننده باید وضعیت کلاچ‌گیری در نزدیکی انبساط کامل زانو و با یک کلاچ نرم باشد. این موضوع در جامعه هدف باعث بروز مشکلات عدیده می‌گردد که می‌تواند موضوع با اهمیتی در مطالعات و طراحی‌های آتی باشد.

همراه شود، باعث ایجاد برش‌های غضروفی و گسیختگی کل لیگامنت متقاطع قدامی می‌گردد و راننده در معرض خطر پارگی لیگامنت قرار می‌گیرد. از طرفی چون در انتقال بارهای محوری توسط مفصل (عملیات کلاچ‌گیری و یا بیل زدن توسط کشاورز) بیشتر غضروف‌ها با هم در ارتباط هستند، وجود نیروهای شدید در حین کار مثل کلاچ سفت، به خصوص در ماشین‌آلات

## References

1. Abdel-Rahman E, Hefzy MS. A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint. *J Biomech Eng* 1993; 115(4A): 357-65.
2. Abdel-Rahman EM, Hefzy MS. Three-dimensional dynamic behaviour of the human knee joint under impact loading. *Med Eng Phys* 1998; 20(4): 276-90.
3. Halloran JP, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *J Biomech* 2005; 38(2): 323-31.
4. Hopkins AR, New AM, Baena F, Taylor M. Finite element analysis of unicompartmental knee arthroplasty. *Med Eng Phys* 2010; 32(1): 14-21.
5. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Biomechanics of the knee joint in flexion under various quadriceps forces. *Knee* 2005; 12(6): 424-34.
6. 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(2): 69-79.
7. Pena E, Calvo B, Martinez MA, Doblare 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.
8. Guo Y, Zhang X, Chen w. Three-dimensional finite element simulation of total knee joint in gait cycle. *Acta Mechanica Solida Sinica* 2009; 22(4): 347-51.
9. Junior MT, Fancello EA, Roesler CRM, More ADO. Three-dimensional numerical simulation of human knee joint mechanics. *Acta Ortop Bras* 2009; 17(2): 18-23.
10. Van den Heever DJ, Scheffer C, Erasmus P, Dillon E. Contact stresses in a patient-specific unicompartmental knee replacement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2011; 26(2): 159-66.
11. Shirazi R, Shirazi-Adl A. Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint biomechanics under a combined loading. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009; 24(9): 755-61.
12. 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.
13. Song Y, Debski RE, Musahl V, Thomas M, Woo SL. 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.
14. Mesfar W, Shirazi-Adl A. Knee joint biomechanics in open-kinetic-chain flexion exercises. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008; 23(4): 477-82.
15. Harner CD, Janaushek MA, Kanamori A, Yagi M, Vogrin TM, Woo SL. Biomechanical analysis of a double-bundle posterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 2000; 28(2): 144-51.
16. 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. *J Bone Joint Surg Am* 1982; 64(2): 258-64.
17. Moglo KE, Shirazi-Adl A. Biomechanics of passive knee joint in drawer: load transmission in intact and ACL-deficient joints. *Knee* 2003; 10(3): 265-76.
18. Woo SL, Fisher MB. Evaluation of knee stability with use of a robotic system. *J Bone Joint Surg Am* 2009; 91(Suppl 1): 78-84.
19. 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): 386-92.
20. Shelburne KB, Pandy MG, Torry MR. Comparison of shear forces and ligament loading in the healthy and ACL-deficient knee during gait. *J Biomech* 2004; 37(3): 313-9.
21. Kumar A, Bhaskar G, Singh JK. Assessment of controls layout of Indian tractors. *Appl Ergon* 2009; 40(1): 91-102.
22. Mehta CR, Gite LP, Pharade SC, Majumder J, Pandey MM. Review of anthropometric considerations for tractor seat design. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2008; 38(5-6): 546-54.



## A review study of finite element models of knee joint

*Sayed Mohammad Abdollahi\**, *Ali Maleki<sup>1</sup>*, *Nima Jamshidi<sup>2</sup>*

Received date: 24/03/2012

Accept date: 30/08/2012

### Abstract

**Introduction:** Knee joints of human body is one of the most widely used human joints and it is subjected to arthritis and injury. Using of biomechanical models and finite element analysis provides a better understanding of the knee function in different conditions and helps to estimate muscular force, cartilage stress and prediction of knee joint damage. While driving with farm vehicle extra force (exceeded the limits) is exerted on the knee joint by the driver to push the clutch pedal due to inappropriate design that cause cartilage damage and knee joint arthritis.

**Materials and Methods:** The biomechanical analysis of the knee joints through 3D finite element analysis and based on real 3D model from MRI dicom photo will enable us to assess the kinematic and kinetic of knee joints contacts during different loading and postures. The biomechanical knee model often consists of bone structure; distinct layers of cartilage, meniscus, and ligaments.

**Results:** The aim of this research was reviewing of the results of finite element analysis on various kinetics during working with farming vehicle. The result of research on knee joints while pushing clutch revealed that due to exerting too much force especially during full knee extension, special kinetic patters could reduce tension on the knee joint and induce a better performance of joint.

**Conclusion:** The result of research on knee joints while push clutch of farming while revealed that due to excessive force especially during full extension of knee special kinetics can reduce tension.

**Keywords:** Modeling, Finite element, Biomechanics, Knee join, Driver

**Type of article:** Original article

---

\* MSc Student of Mechanical Agricultural Machinery, Department of Agricultural Machinery, School of Agriculture, Shahrekord University, Shahrekord, Iran Email: smadabdollahi@yahoo.com

1- Assistant Professor, Department of Mechanical Agricultural Machinery, School of Agricultural, Shahrekord University, Shahrekord, Iran

2- Assistant professor, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran