

## تأثیر بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی روی تنش فشاری منیسک‌ها

(یک مطالعه محاسباتی)

\*فاطمه فرشیدی، \*ناصر فتورائی، \*\*سهیل مهدی پور، \*\*\*محمود شمس برهان

«دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی‌تکنیک تهران)»

### خلاصه

**پیش‌زمینه:** پارگی رباط متقاطع جلویی از رایج‌ترین آسیب‌های زانو در ورزشکاران است. برای جبران عملکرد زانو پس از پارگی، عمل بازسازی رباط انجام می‌شود. این تحقیق تأثیر بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی روی تنش فشاری منیسک‌ها را بررسی نمود.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه ۴ حالت سالم، فاقد رباط متقاطع جلویی، بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط شبیه‌سازی شدند. ابتدا مدل ابر نقاط بافت‌ها از تصاویر ام‌آرآی و سپس مدل هندسی ساخته شد. در شبیه‌سازی اجزای محدود سه‌بعدی مفصل آناتومیکی زانو، استخوان‌ها به صورت صلب، غضروف‌ها و منیسک‌ها به صورت الاستیک خطی و رباط‌ها به صورت فنر غیرخطی مدل شدند. بارگذاری با اعمال بار ۵۰ نیوتن افقی به تیبیا صورت گرفت.

**یافته‌ها:** ماکزیمم تنش فشاری در حالت فاقد رباط نزدیک به زانوی سالم، و کوچک‌تر از حالت‌های بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای بود. توزیع تنش فشاری منیسک‌ها در بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای شباهت بیشتری به حالت سالم داشت و در حالت فاقد رباط از حالت سالم متفاوت بود. کمترین مساحت سطوح تماس مربوط به حالت فاقد رباط بود. سطوح تماس حالت سالم در قسمت خارجی زانو، و در حالت بازسازی شده در قسمت داخلی زانو بیشتر بود.

**نتیجه‌گیری:** فقدان رباط متقاطع جلویی، توزیع تنش فشاری منیسک‌ها را نسبت به زانوی سالم تغییر می‌دهد و بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط می‌تواند توزیع تنش را به حالت سالم نزدیک کند. فقدان رباط می‌تواند سطح تماس را کاهش دهد؛ در حالی که بازسازی‌های تکرشته‌ای و دورشته‌ای این کاهش را جبران می‌کند.

**واژه‌های کلیدی:** بازسازی رباط متقاطع جلویی، منیسک تیبیا، زانو، تنش فشاری

دریافت مقاله: ۴ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۳ بار؛ پذیرش مقاله: ۱۰ روز قبل از چاپ

## Effect of Single Bundle and Double Bundle ACL Reconstruction on the Compression Stress of Menisci (a Computational Study)

\*Fatemeh Farshidi, MSc; \*Nasser Fatourae, PhD; \*\*Soheil Mehdipoor, MD; \*\*\*Mahmood Shams Borhan, MSc

### Abstract

**Background:** The knee anterior cruciate ligament (ACL) rupture is one of the common damages among athletes. To compensate for ACL deficiency, ligament reconstruction is done to recreate the function of ACL. The aim of this study was to investigate the effect of single bundle and double bundle ACL reconstruction on the compression stresses of menisci.

**Methods:** We simulated 4 cases with geometrical modeling: intact knee sectioned ACL, single and double bundle ACL reconstruction. We then built a three dimensional finite element geometrical model of knee from MRI images of normal knee. First, the bone and soft tissue points cloud models and then the geometrical models were built. The bones were modeled as rigid bodies, articular cartilage, menisci as linear elastic and ligaments as nonlinear springs. The loading condition was application of a 50 N anterior load to tibia.

**Results:** The maximum compression stress was similar to intact knee and was lower than two reconstruction cases. Distribution of compression stress wasn't similar to intact knee but in reconstruction cases, it was similar. The contact areas in intact knee were higher in lateral section, while in reconstructed knees were higher in medial section of the knee.

**Conclusions:** ACL removal changes the distribution of compression stress of menisci in comparison with intact knee, single bundle and double bundle reconstruction. Furthermore evaluating contact areas in these four cases showed that removing the ACL may lead to decrease in the contact area but reconstruction may compensate for this.

**Keywords:** Anterior cruciate ligament reconstruction; Menisci, tibial; Compressive strength

Received: 4 months before printing ; Accepted: 10 days before printing

\*Biomedical Engineer, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, IRAN.

\*\*Orthopaedic Surgeon, Department of Orthopedics, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, IRAN.

\*\*\*Mechanical Engineer, Department of Mechanical Engineering, K.N.Toosi University of Technology, Tehran, IRAN.

**Corresponding author:** Nasser Fatoorae, PhD

424, Hafez Avenue, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

e-mail: nasser@aut.ac.ir

## مقدمه

مفصل زانو یکی از ساختارهای اساسی سیستم حرکتی بدن است. دانش خوب در زمینه عملکرد بیومکانیکی ساختار زانو مثل رباطها، غضروفها، منیسکها مزایای بالینی زیاد و اهمیت ویژه‌ای در جراحی و توانبخشی دارد<sup>(۱)</sup>.

برای مطالعه هندسه مفصلی زانو یک تحلیل عددی مانند روش اجزای محدود<sup>(۲)</sup> لازم است. اجزای محدود یک روش عددی برای حل تقریبی معادلات جبری جزئی و انتگرالی می‌باشد. اساس کار این روش حذف کامل معادلات دیفرانسیل و یا ساده‌سازی آنها به معادلات دیفرانسیل معمولی است. روش اجزای محدود ابزار مهمی در درک مکانیزم جراحات، اثر آن بر رفتار و نقش عوامل مکانیکی در بیومکانیک و بیومهندسی است<sup>(۳)</sup>.

رباط‌های متقاطع در ناحیه بین کوندیلی استخوان‌ها واقع شده‌اند و استخوان‌های فمور و تیبیا را به صورت ضربدری به هم متصل می‌کنند<sup>(۴)</sup>. رباط‌های متقاطع در بیشتر موقعیت‌های مفصل زانو درگیر هستند و از جابه‌جایی جلویی/پشتی تیبیا نسبت به فمور جلوگیری می‌کنند<sup>(۵)</sup>. رباط متقاطع جلویی از دورشته آنترومدیال و پوسترولترال تشکیل شده است. رشته آنترومدیال این رباط در خم‌شدگی، و رشته پوسترولترال آن در باز شدن محکم‌تر است<sup>(۶)</sup>.

پارگی رباط متقاطع جلویی رایج است به طوری که در آمریکا سالانه از هر ۱۰۰ هزار نفر ۳۰ نفر به این پارگی مبتلا می‌شوند<sup>(۷)</sup>. متاسفانه خطر ابتلا به بیماری پوکی استخوان از آسیب این رباط در حدود ۶۰ الی ۹۰ درصد است و بیشترین آسیب در میان افرادی مشاهده شده است که به ورزش بازگشته‌اند<sup>(۸،۹)</sup>. مطالعات زیادی نشان می‌دهند آسیب‌هایی که در افراد فاقد رباط متقاطع جلویی به غضروفها و منیسک می‌رسد در اثر جابه‌جایی‌های بیش از حد فمور، تیبیا و منیسک است<sup>(۱۰،۱۱،۱۲)</sup> و همچنین آسیب رباط متقاطع جلویی سبب تغییر ناحیه تماس غضروف می‌شود<sup>(۱۳)</sup>. عمل جراحی بازسازی رباط متقاطع جلویی به دو صورت کلی بازسازی تک‌رشته‌ای و دورشته‌ای صورت

می‌گیرد. در بازسازی تک‌رشته‌ای، یکی از دو رشته آنترومدیال یا پوسترولترال رباط متقاطع جلویی و در بازسازی دورشته‌ای، هر دوی آنها بازسازی می‌شوند<sup>(۱۴)</sup>. روش کلی عمل بدین شکل است که با ایجاد تونل در استخوان‌های فمور و تیبیا تونل‌هایی در این استخوان‌ها ایجاد می‌شود و گرافت‌هایی از میان این تونل‌ها عبور می‌کنند و این گرافت‌ها در انتهای تونل‌ها به استخوان‌ها متصل می‌شوند.

عوامل مختلفی بر موفقیت عمل جراحی بازسازی رباط متقاطع جلویی تأثیر می‌گذارد. این عوامل عبارتند از: سالم بودن عناصر پایدارکننده ثانویه<sup>۲</sup>، زاویه و موقعیت تونل‌ها، وضعیت غضروف مفاصل و منیسکها، نوع گرافت، روش جراحی، کشش گرافت و توانبخشی پس از عمل. بازدهی عمل جراحی بازسازی رباط متقاطع جلویی در صورتی بالاتر می‌رود که تونل‌های فمور و تیبیا طوری قرار گیرند که کشش در گرافت جایگزین، رفتار کششی رباط متقاطع جلویی سالم را شبیه‌سازی کند<sup>(۱۵)</sup>.

در سال ۱۹۸۳ «هوسکس»<sup>۳</sup> و همکارش در یک مطالعه تأثیر روش اجزای محدود را در بیومکانیک ارتوپدی ارزیابی نمودند. آنها با بررسی کاربردهای مختلف روش اجزای محدود در ارتوپدی اظهار نمودند که این روش یک ابزار تحقیقاتی مهم در بیومکانیک ارتوپدی است<sup>(۱۶)</sup>.

در سال ۱۹۹۸ «وو»<sup>۴</sup> و همکاران در یک مطالعه استفاده از نرم‌افزار اجزای محدود آباکوس<sup>۵</sup> را برای مدل کردن بافت‌های دو فازی نظیر غضروف مفصلی بررسی نمودند. آنها نتایج حل نرم‌افزار آباکوس را با سایر مدل‌های اجزای محدود مقایسه نمودند و دریافتند که نرم‌افزار آباکوس ابزار مناسبی جهت مدل نمودن سطح تماس در مفصل است<sup>(۱۷)</sup>.

مدل‌سازی رباط با استفاده از فنر<sup>(۱۸،۱۹،۲۰،۲۱)</sup>، مدل‌سازی استخوان به صورت ریجید<sup>(۲۲،۲۳،۲۴)</sup> و مدل‌سازی غضروف و منیسک به صورت الاستیک خطی<sup>(۱۵،۲۳،۲۵)</sup> در تحقیقات مشابهی انجام شده‌اند.

2. Secondary restraint  
3. Huiskes  
4. Wu  
5. Abaqus FEM

1. Finite element method

مطابق این زوایا و با استفاده از نرم‌افزار سالیدورک، تونل‌هایی در هندسه واقعی فمور ایجاد شد. با توجه به اینکه رباط‌ها به صورت فنر مدل شدند و راستای فنر نمی‌تواند انحنا داشته باشد، از همین زوایا برای ایجاد تونل در استخوان تیبیا استفاده شد. برای بازسازی تکرشته‌ای، رشته آنترومدیال را شبیه‌سازی نموده<sup>(۲۶)</sup> و برای بازسازی دورشته‌ای، هر دو رشته آنترومدیال و پوسترولترال در نظر گرفته شد.

قطر تونل‌های آنترومدیال و پوسترولترال با توجه به مطالعات قبلی<sup>(۲۷)</sup> به ترتیب ۴/۵ و ۵/۵ میلی‌متر در نظر گرفته شد. با توجه به استفاده گسترده از تاندون پاتالار برای بافت پیوندی<sup>(۲۸،۲۹)</sup>، از خاصیت این تاندون برای مدل نمودن رفتار مکانیکی گرافت استفاده گردید.

از تصاویر ام‌آرآی (۱/۵ تسلا) یک مرد ۲۶ ساله، شکل هندسی مفصل ایجاد شد. با استفاده از تصاویر صفحه ساجیتال (که فاصله میان دو اسلایس متناوب ۳/۵۷۸ میلی‌متر، طول و عرض تصویر برابر ۲۵۶ × ۲۰۴ پیکسل و اندازه هر پیکسل ۰/۸۵۹ میلی‌متر بود)، این شکل هندسی بدست آمد.

تصاویر با فرمت دایکوم<sup>۲</sup> به نرم‌افزار تجاری میمیکس وارد شد. محیط غضروف و استخوان در هر تصویر مشخص کردند. از این داده‌ها در مرحله بعد برای ساخت مدل سه بعدی زانو استفاده شد<sup>(۳۰)</sup>.

پس از جداسازی استخوان و بافت‌های نرم، داده‌های مربوط به بافت‌ها از نرم‌افزار میمیکس خارج و برای ساخت سطوح هندسی سه‌بعدی به نرم‌افزار سالیدورکس وارد شد. برای ساختن تونل‌ها، در نرم‌افزار میمیکس زاویه‌های تونل‌های آنترومدیال و پوسترولترال تعیین شدند و خطوط ایجاد شده به نرم‌افزار سالیدورکس منتقل شد و تونل‌های مربوط به این رشته‌ها ایجاد گردید.

برای اطمینان از دقت مدل غضروف ساخته شده، کانتور ضخامت بافت‌های ساخته شده در نرم‌افزار سالیدورکس بدست آمد و با نتایج قبلی آزمایشگاهی مقایسه شد. نتایج نشان داد مدل ساخته شده با نتایج آزمایشگاهی مطابقت دارد<sup>(۳۱)</sup>.

در سال ۲۰۰۲ «جوان‌لی»<sup>۱</sup> و همکاران<sup>(۳۱)</sup> در یک مطالعه تأثیر پارگی جزئی یا پارگی کامل رباط متقاطع جلویی را بر عملکرد مفصل زانو بررسی نمودند. آنها رباط‌های زانو را با استفاده از فنر مدل نمودند و به‌منظور نمایش پارگی جزئی رباط، سختی استفاده شده برای رباط را تا ۷۵ درصد مقدار اولیه آن کاهش دادند. نتایج نشان داد پارگی کامل رباط متقاطع جلویی که با کاهش ۱۰۰ درصدی سختی آن اتفاق می‌افتاد سبب افزایش ۴۴ درصدی جابه‌جایی جلویی تیبیا و افزایش دوران داخلی تیبیا نسبت به زانوی سالم می‌گردد. همچنین آنان دریافتند کاهش ۷۵ درصدی سختی رباط متقاطع جلویی، باعث افزایش ۲۰ درصدی جابه‌جایی جلویی تیبیا نسبت به زانوی سالم می‌گردد.

در سال ۲۰۰۶ «پنا» و همکاران<sup>(۱۵)</sup> تأثیر زاویه تونل در بازسازی رباط متقاطع جلویی را روی بیومکانیک مفصل زانو بررسی کردند. آنها از یک مدل ۳ بعدی اجزای محدود استفاده و تأثیر زوایای مختلف تونل‌های تیبیا و فمور را در صفحه کروئال ارزیابی نمودند. یافته‌ها نشان دادند نزدیک‌ترین جابه‌جایی جلویی تیبیا نسبت به حالت زانوی سالم، در زاویه ۶۰ درجه تونل‌های تیبیا و فمور در صفحه کروئال اتفاق می‌افتد و در این حالت کمترین کشش در گرافت به‌دست می‌آید. همچنین پس از بازسازی رباط متقاطع جلویی تنش در منیسک افزایش قابل توجهی داشته است.

هدف از این مطالعه بررسی تأثیر بازسازی‌های تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی بر روی تنش فشاری منیسک‌ها بود.

## مواد و روش‌ها

در این مطالعه با استفاده از تصاویر ام‌آرآی ۴ مدل هندسی شبیه‌سازی شدند: مدل سالم، حذف رباط متقاطع جلویی، بازسازی تکرشته‌ای و بازسازی دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی. برای بازسازی تکرشته‌ای و دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی از تصویر ام‌آرآی بازسازی دورشته‌ای استفاده گردید. بدین معنا که زاویه تونل‌ها را با راستای استخوان فمور به‌دست آورده و

مگاپاسکال بود<sup>(۳۳)</sup>. باتوجه به استفاده گسترده از تاندون پاتالار به عنوان گرافت در بازسازی رباط متقاطع جلویی، از خواص این تاندون در محاسبات استفاده گردید.

برای تعیین محل اتصال رباطها به استخوانها، نقاط اتصال رباطها در تصویر ام آر آی در نرم افزار میمیکس به دست آمد، سپس مختصات آن نقاط به نرم افزار آباکوس منتقل شد. برای بدست آوردن طول اولیه رباط، ابتدا طول آنها در حالت کشیده شده بدست آمد و سپس با استفاده از کرنش اولیه ای که از مطالعه «چونگسو»<sup>(۱۸)</sup> به دست آمده بود، طول اولیه رباط محاسبه شد. با قرار دادن طول اولیه رباط در معادله ۱، رابطه میان کشش رباط و نیروی آن بدست آمد. سختی رباطها و پیش کشش اولیه آنها از مطالعه «چونگسو»<sup>(۱۸)</sup> بدست آمد.

با در نظر گرفتن تماس بین غضروف فمور و منیسکها، منیسکها و غضروفهای تی بیا، غضروف فمور و غضروفهای تی بیا (برای هر دو کوندیل داخلی و خارجی)، ۶ جفت سطح تماس از نوع تماس سطح به سطح تعریف شد. در این تحلیل فرمول بندی لغزش به صورت اسمال اسلایدینگ<sup>۵</sup> فرض شد و اصطکاک سطوح نسبت به هم در نظر گرفته نشد<sup>(۳۴)</sup>. سطوح داخلی غضروفهای مفصلی به سطوح استخوانها گره زده شدند و در مجموع، ۳ قید گره اعمال گردید<sup>(۳۵)</sup>.

به منظور اتصال منیسکها به مفصل زانو، گوشه هر منیسک<sup>۶</sup> با ۲ فنر خطی با ثابت سفتی ۱۰۰۰ نیوتن بر میلی متر به سطح بالایی استخوان تیبیا در فاصله دو غضروف آن متصل شد<sup>(۲۴)</sup>.

باتوجه به اینکه اصلی ترین نقش رباط متقاطع جلویی جلوگیری از انتقال جلویی تیبیا نسبت به فمور است و باتوجه به مطالعات مشابهی که در این زمینه انجام شده است، در این مطالعه بارگذاری با اعمال ۵۰ نیوتن بار افقی و بستن درجه آزادی خم شدگی تیبیا، به تیبیا اعمال شد. در مطالعات مشابه<sup>(۱۵،۱۹،۲۲،۲۵)</sup> مقدار بار اعمالی ۱۳۴ نیوتن در نظر گرفته شده بود.

شبکه بندی اجزا با استفاده از اجزای چهاروجهی<sup>۷</sup> صورت پذیرفت. در این مطالعه به منظور بررسی استقلال حل عددی از شبکه،

در مرحله بعد هندسه سه بعدی ساخته شده از استخوانها و بافت های نرم برای تحلیل، وارد نرم افزار اجزای محدود آباکوس شدند. جهت کاهش هزینه محاسباتی و زمان تحلیل خواص مکانیکی بافت های نرم به صورت الاستیک خطی ایزوتروپیک (جدول ۱) و همچنین استخوان های فمور و تی بیا، صلب<sup>۱</sup> فرض شدند زیرا توزیع تنش در حالت های صلب و ارتجاعی<sup>۲</sup> برای استخوان های فمور و تی بیا تفاوتی ندارد<sup>(۳۲)</sup>.

جدول ۱. خواص مکانیکی بافت های مختلف مدل

ماده	چگالی (کیلوگرم/مترمکعب)	نسبت پواسون	مدول الاستیک
منیسک	۱۰۰۰	۰/۴	۵۰
غضروف	۱۰۰۰	۰/۴۵	۵

رباطها به صورت فنرهای غیرخطی مدل شدند. رابطه میان سختی هر رباط و جابه جایی آن، با استفاده از مطالعه «چونگسو»<sup>۳(۱۸)</sup> به صورت معادله زیر به دست آمد:

$$F = \begin{cases} 0, & \epsilon \leq 0, \\ \frac{k}{2}(L - L_0) & 0 \leq \epsilon \leq 2\epsilon_1, \\ k[L - (1 + \epsilon_1)L_0], & 2\epsilon_1 \leq \epsilon \end{cases}$$

معادله ۱. رابطه میان سختی هر رباط و جابه جایی آن با استفاده از مطالعه «چونگسو»

در این مطالعه برای نمایش رفتار رباط متقاطع جلویی از ۲ فنر، رباط متقاطع پستی از ۲ فنر، رباط کولترال داخلی ۳ فنر و رباط کولترال خارجی از یک فنر؛ و برای نمایش رفتار گرافت که در عمل جراحی بازسازی رباط متقاطع جلویی استفاده می شود، از فنرهای غیرخطی که تابع آن در معادله ۱ آمده است، استفاده شد<sup>(۱۸)</sup>. «بارتلت»<sup>۴(۳۳)</sup> و همکاران در یک بررسی از میان تاندون پاتالار و عضله همسترینگ، ۷۳٪ تاندون پاتالار و ۲۳٪ عضله همسترینگ؛ و ۴٪ باقیمانده از میان باقی گزینه ها را برای گرفت انتخاب نمودند. میانگین نیروی مورد نیاز برای شکست گرافت تاندون پاتالار ۱۷۸۴±۵۸۰ و مدول الاستیک این تاندون ۲۲۵

5. Small Sliding  
6. Meniscus horn  
7. Tetrahedral

1. Rigid  
2. Deformable  
3. Choongsoo  
4. Bartlett

تأثیر بازسازی تکرشته‌های و دو رشته‌ای رباط متقاطع جلویی روی ....

حالت سالم مساحت سطح تماس در قسمت خارجی مفصل زانو، و در حالت‌های بازسازی شده در قسمت داخلی مفصل زانو بیشتر است.

**جدول ۲. مساحت سطح تماس ۶ جفت سطح تماسی غضروف فمور و منیسک‌ها، منیسک‌ها و غضروف‌های تی‌بیا، غضروف فمور و غضروف‌های تی‌بیا**

حالت				نوع تماس (میلی متر مربع)
بازسازی دورشته‌ای	بازسازی تکرشته‌ای	فاقد رباط متقاطع جلویی	سالم	
۱۶	۲۰	۲۱	۵۲	بین غضروف فمور و منیسک خارجی
۱۷۸	۱۲۸	۷۱	۲۳۹	بین منیسک خارجی و غضروف خارجی تی‌بیا
۱۰۱	۷۴	۴۵	۵۱	بین غضروف فمور و منیسک داخلی
۲۳۶	۲۰۱	۱۳۸	۱۹۱	بین منیسک داخلی و غضروف داخلی تی‌بیا
۱۵	۰	۰	۴۷	بین غضروف فمور و غضروف خارجی تی‌بیا
۰	۰	۰	۰	بین غضروف فمور و منیسک داخلی تی‌بیا

### بحث

پارگی رباط متقاطع جلویی رایج است به طوری که در آمریکا سالانه از هر ۱۰۰ هزار نفر ۳۰ نفر به این پارگی مبتلا می‌شوند<sup>(۷)</sup> و خطر ابتلا به بیماری پوکی استخوان پس از آسیب این رباط در حدود ۶۰ الی ۹۰ درصد می‌باشد<sup>(۸،۹)</sup>. بازسازی رباط متقاطع جلویی یک روش جراحی است که به منظور جایگزین کردن رفتار رباط متقاطع جلویی با هدف پیشگیری از بیماری پوکی استخوان در مبتلایان به پارگی رباط صورت می‌گیرد.

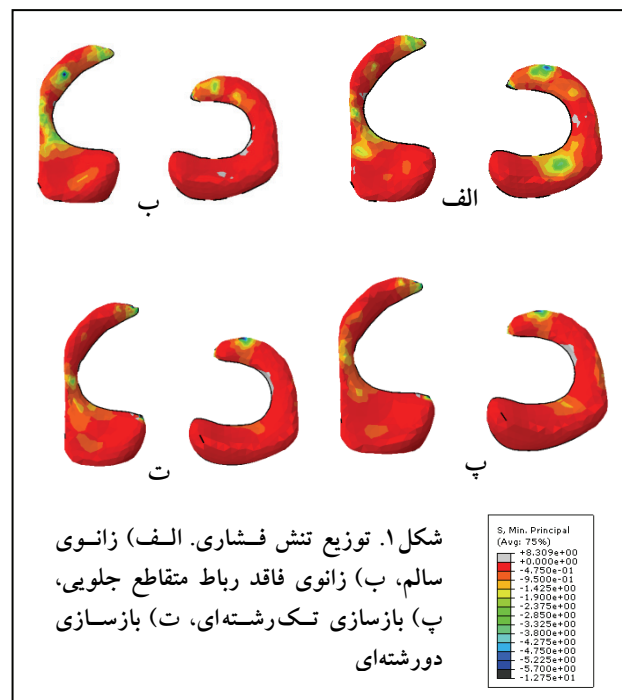
در این مطالعه ۴ حالت زانوی سالم، زانوی فاقد رباط متقاطع جلویی، بازسازی تکرشته‌ای و بازسازی دورشته‌ای رباط متقاطع جلویی شبیه‌سازی شد. استخوان‌ها به صورت صلب مدل شدند، رباط‌های متقاطع جلویی و پشتی و رباط‌های کولاترال داخلی و خارجی با استفاده از فنرهای غیرخطی و منیسک‌ها و غضروف‌ها به صورت الاستیک خطی ایزوتروپیک مدل شدند و بارگذاری به صورت اعمال بار افقی ۵۰ نیوتنی به تی‌بیا انجام شد.

مجله جراحی استخوان و مفاصل ایران/ دوره دهم، شماره ۳، تابستان ۱۳۹۱

تعداد اجزا افزایش داده شد و نتایج در دو بخش تنش فشاری منیسک‌ها و مساحت سطوح تماس بررسی گردید. باتوجه به این که افزایش تعداد اجزا بیش از تعداد انتخاب شده، تأثیری در نتایج خروجی نداشت، به منظور کاهش زمان محاسباتی، در تعداد اجزا تغییری داده نشد.

### بررسی تنش فشاری در منیسک‌ها

بیشترین تنش فشاری در حالت سالم در قسمت جلویی منیسک خارجی با مقدار ۲/۳ مگاپاسکال؛ در حالت فاقد رباط در قسمت میانی منیسک داخلی با ۲/۱ مگاپاسکال؛ در حالت بازسازی تکرشته‌ای در قسمت جلویی منیسک خارجی با ۴/۵ مگاپاسکال؛ و در حالت بازسازی دورشته‌ای در قسمت جلویی منیسک خارجی با ۵/۷ مگاپاسکال مشاهده شد (شکل ۱)



### بررسی مساحت سطوح تماس

جدول ۲ مساحت سطح تماس را برای ۶ جفت سطح تماسی غضروف فمور و منیسک‌ها، منیسک‌ها و غضروف‌های تی‌بیا، غضروف فمور و غضروف‌های تی‌بیا نشان می‌دهد. با بررسی جدول می‌توان دریافت کمترین مساحت سطح تماس میان سطوح در حالت فاقد رباط متقاطع جلویی اتفاق می‌افتد. در

بررسی مساحت سطوح تماس نشان داد در حالت حذف رباط متقاطع جلویی، مساحت سطوح تماس به شدت کاهش می‌یابد و بازسازی رباط به هر دو روش، این کاهش را جبران می‌نماید. مساحت سطوح تماس در حالت سالم در قسمت خارجی مفصل زانو، و در حالت‌های بازسازی شده در قسمت داخلی مفصل زانو بیشتر است.

جهت کامل‌تر شدن مدل، پیشنهاد می‌شود: (۱) پیش کشش اولیه فنرها تغییر کند، (۲) از مدل غیرخطی (هایپرلاستیک) برای رباط‌ها استفاده شود، (۳) زاویه تونل‌ها در بازسازی رباط تغییر کند، و (۴) بارگذاری در زوایای مختلف خم‌شدگی زانو بررسی شود.

یافته‌ها نشان دادند حذف رباط متقاطع جلویی منجر به تغییر توزیع تنش فشاری در مینیسک‌ها نسبت به حالت سالم می‌شود و بازسازی رباط به هر دو روش، این تغییر را اصلاح نموده و توزیع تنش فشاری مینیسک‌ها را به توزیع تنش در حالت سالم نزدیک می‌کند؛ اگرچه افزایش بیشترین تنش فشاری مینیسک‌ها در حالت‌های بازسازی تک‌رشته‌ای و بازسازی دورشته‌ای می‌تواند سبب تخریب غضروف مفصلی گردد. یافته‌های مطالعه حاضر در مورد افزایش بیشترین تنش فشاری مینیسک‌ها در حالت بازسازی تک‌رشته‌ای نسبت به حالت سالم با منابع همخوانی دارد<sup>(۱۵)</sup>.

### References

- Bertozzi L, Stagni R, Fantozzi S, Cappello A.** Knee model sensitivity to cruciate ligaments parameters: a stability simulation study for a living subject. *J Biomech.* 2007;40 Suppl 1:S38-44.
- Mann RW.** Comment on "an articular cartilage contact model based on real surface geometry", Han Sang-Kuy, Salvatore Federico, Marcelo Epstein and Walter Herzog, *Journal of Biomechanics*, 38 (2005) 179-184. *Journal of Biomechanics*, 38 (2005) 179-184. *J Biomech.* 2005;38(8):1741-2.
- Wang SJ.** Statistical methods in finite element analysis by Dar FH, Meakin JR and Aspden RM *J Biomech*, 2002, Vol. 35, pp. 1155-1161. *J Biomech.* 2003 Sep;36(9):1401.
- Weed D, Maqueda LG, Brown MA, Hussein BA, Shabana AA.** A new nonlinear multibody/finite element formulation for knee joint ligaments. *Nonlinear Dynamics.* 2010;60:357.
- Machado M, Flores P, Claro JCP, Ambrósio J, Silva M, Completo A, Lankarani HM.** Development of a planar multi-body model of the human knee joint. *Nonlinear Dynamics.* 2010;60(3):459-78. doi: 10.1007/s11071-009-9608-7.
- Crawford C, Nyland J, Landes S, Jackson R, Chang HC, Nawab A, Caborn DN.** Anatomic double bundle ACL reconstruction: a literature review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2007;15(8):946-64.
- Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML et al.** The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 1991;4:3-8.
- Clatworthy M, Amendola A.** The anterior cruciate ligament and arthritis. *Clin Sports Med.* 1999;18(1):173-98, vii. Review
- Gillquist J, Messner K.** Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med.* 1999;27(3):143-56. Review.
- Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR.** Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med.* 1994;22(5):632-44.
- Odensten M, Lysholm J, Gillquist J.** The course of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Am J Sports Med.* 1985;13(3):183-6.
- Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L.** 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Inter Soc Electrophys Kines.* 1998; 8 (6):349-62.
- Palmieri-Smith RM, Thomas AC.** A neuromuscular mechanism of posttraumatic osteoarthritis associated with ACL injury. *Exerc Sport Sci Rev.* 2009;37(3):147-53. doi: 10.1097/JES.0b013e3181aa6669. Review.
- Volpi P, Cervellin M, Denti M, Bait C, Melegati G, Quaglia A, Girolamo L.** ACL reconstruction in sports active people: Transtibial DB technique with ST/G vs. transtibial SB technique with BPTB: Preliminary results. *Journal: Injury-international Journal of The Care of The Injured.* *Injury-Iin J Care Injured.* 2010;41(11):1168-71.
- Pena E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblare M.** Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:508-16.
- Huiskes R, Chao EY.** A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *J Biomech.* 1983;16(6):385-409.
- Wu JZ, Herzog W, Epstein M.** Evaluation of the finite element software ABAQUS for biomechanical modelling of biphasic tissues. *J Biomech.* 1998;31(2):165-9.
- Shin C S, Chaudhari A M, Andriacchi TP.** The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study. *J Biomech.* 2009;42(3):280-5. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.10.031.
- Suggs J, Wang C, Li G.** The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction—a 3D computational simulation. *Clin Biomech.* 2003;18(1):35-43.

- 20. Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R, Grootenboer HJ.** Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech.* 1991;24(11):1019-31.
- 21. Li G, Suggs J, Gill T.** The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: a three-dimensional computational simulation. *Ann Biomed Eng.* 2002;30(5):713-20.
- 22. Peña E, Martínez MA, Calvo B, Palanca D, Doblaré M.** A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in ACL reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(6):636-44.
- 23. Ramaniraka NA, Terrier A, Theumann N, Siegrist O.** Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(4):434-42.
- 24. Guess TM, Thiagarajan G, Kia M, Mishra M.** A subject specific multibody model of the knee with menisci. *Med Eng Phys.* 2010;32(5):505-15. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.02.020.
- 25. 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.
- 26. Yagi M, Wong EK, Kanamori A, Debski RE, Fu FH, Woo SL.** Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2002;30(5):660-6.
- 27. Yasuda K, Kondo E, Ichiyama H, Kitamura N, Tanabe Y, Tohyama H, Minami A.** Anatomic reconstruction of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament using hamstring tendon grafts. *J Arthrosc Rel Surg.* 2004;20(10):1015-102.
- 28. van Eck CF, Schreiber VM, Liu TT, Fu FH.** The anatomic approach to primary, revision and augmentation anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2010;18:1154-63.
- 29. Flik KR, Bach, Jr BR.** Anterior cruciate ligament reconstruction using a two-Incision arthroscopy-assisted technique with patellar tendon autograft. *Tech Orthop.* 20 (4):372-6.
- 30. Connolly A, FitzPatrick D, Moulton J, Lee J, Lerner A.** Tibiofemoral cartilage thickness distribution and its correlation with anthropometric variables. *Proc Inst Mech Eng H.* 2008;222(1):29-39.
- 31. Cohen ZA, McCarthy DM, Kwak SD, Legrand P, Fogarasi F, Ciaccio EJ, Ateshian GA.** Knee Cartilage Topography, Thickness, and Contact Areas From MRI: In-Vitro Calibration and In-Vivo Measurements. *Osteoarthritis Cartilage.* 1999;7(1):95-109.
- 32. 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.* 2033;36(1):19-34.
- 33. Bartlett RJ, Clatworthy MG, Nguyen TN.** Graft selection in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Br.* 2001;83(5):625-34. Review.
- 34. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR.** A finite element model of the human knee. *J Biomech Eng.* 2002;124(3):273-80.
- 35. Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, Peters CL, Weiss JA.** Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint. *J Biomech Eng.* 2008;130(5):051008.