

## پیش‌بینی نتایج جراحی استئوتومی پروگزیمال تیبیا با توجه به اثرات متقابل بافت نرم

(یک تجربه با المان محدود)

\*مینا ابروانی، \*دکتر فرزاد فرهمند، \*\*دکتر سهیل مهدی پور

«دانشگاه صنعتی شریف»

### خلاصه

**پیش‌زمینه:** استئوتومی بالای تیبیا یک روش معمول برای درمان ناهم‌راستایی محوری اندام تحتانی (بدشکلی‌های واروس-والگوس) است. موفقیت این جراحی به میزان اصلاح محور بارگذاری وابسته است. هدف از این مطالعه شبیه‌سازی جراحی استئوتومی بالای تیبیا در یک بیمار دارای بدشکلی واروس به منظور بررسی رابطه گوه استئوتومی با تغییرات محور مکانیکی و تغییرات پیکربندی مفصل بود.

**مواد و روش‌ها:** به این منظور یک مدل المان محدود از بیمار دارای بدشکلی واروس برای تحلیل در محیط آباکوس ایجاد شد. هندسه مدل با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن کل اندام تحتانی و ام‌آرآی مفصل زانو بازسازی شد. جراحی استئوتومی به صورت استئوتومی گوه بسته با قراردادن گوه‌هایی با زوایای مختلف در قسمت پروگزیمال تیبیا و اعمال تغییر امتداد بارگذاری ناشی از آنها در مدل شبیه‌سازی شد. در طی آنالیز، یک بار ۶۰۰ نیوتن در راستای محور مکانیکی مدل به مفصل ران اعمال شد و نتایج تغییرات در موقعیت فمور نسبت به تیبیا و توزیع نیرو در بافت‌های نرم مفصل مورد مطالعه قرار گرفت.

**یافته‌ها:** مطالعه نشان داد که میزان اصلاح واقعی محور مکانیکی همواره کمتر از مقدار پیش‌بینی شده بر اساس امتداد استخوان‌ها در پیش از جراحی است که در آن اثرات بافت‌های نرم بر پیکربندی مفصل پس از جراحی در نظر گرفته نمی‌شود.

**نتیجه‌گیری:** مدل‌سازی اختصاصی بیمار می‌تواند با شبیه‌سازی عمل جراحی پیش از اجرای آن و تعیین میزان بهینه اصلاح، به بهبود نتایج عمل جراحی استئوتومی بالای تیبیا کمک کند.

**واژه‌های کلیدی:** زانو، استئوتومی، تیبیا، لیگامان، مدل کامپیوتری

دریافت مقاله: ۲ ماه قبل از چاپ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار؛ پذیرش مقاله: ۱۰ روز قبل از چاپ

## Pre-Planning of High Tibial Osteotomy: The Effect of Ligamentous Tissues (A Finite-Element experiment)

\*Mina Iravani, MSc; \*Farzad Farahmand, PhD; \*\*Soheil Mehdipour, MD

### Abstract

**Background:** High tibial osteotomy (HTO) is a common surgical procedure for treatment of patients with varus malalignment. The success rate of the procedure is strongly dependent on the quality of correction. The purpose of this study was to simulate the HTO in a patient with varus deformity in order to explore the interactions between the wedge angle, the mechanical axis, and the knee joint configuration.

**Methods:** A finite-element model of the knee joint of a patient with varus deformity was developed. The geometry was obtained using the whole limb CT scans and the knee MR images. The bones were assumed as rigid bodies, the articular cartilage and the meniscus as elastic solids, and the ligaments as nonlinear springs. A 600N force was applied at the femoral head in the line of the mechanical axis and the resulting knee configuration was investigated. The HTO was simulated by insertion of wedges with different angles beneath the tibial plateau and application of the resulting alteration of the loading axis in the model.

**Results:** The results indicated that the actual change of the mechanical axes was always smaller than was predicted by a geometric pre-planning approach that does not consider the effect of soft tissue on the post-operative configuration of the knee joint.

**Conclusions:** It was suggested that subject-specific models can improve the results of the HTO by simulating the operation before surgery and determining the optimal wedge angle that locates the mechanical axis in the middle of the knee.

**Keywords:** Knee; Osteotomy; Tibia; Ligament; Computerized models

Received: 2 months before printing ; Accepted: 10 days before printing

\*Mechanical Engineer, Mechanical Engineering Faculty, Sharif University of Technology, Tehran, IRAN.

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

**Corresponding author:** Mina Iravani, MSc

Imam Khomeini Hospital Complex, Keshavarz Blvd., Dr Kaboli Building, Fanavaran Jarahyar Sharif, Tehran, Iran

E-mail: iravani\_mina@yahoo.com

## مقدمه

مطالعات نشان داده‌اند آسیب‌ها و بیماری‌های مفصلی و استخوانی مانند ناهم‌راستایی محوری اندام تحتانی (بدشکلی واروس-والگوس) سبب افزایش تنش‌های موضعی در غضروف و بافت‌های نرم مفصل زانو می‌شود<sup>(۱،۲،۳)</sup>. این امر باعث تغییر الگوی حرکت و بدشکلی بیشتر می‌گردد و در ادامه با آسیب‌های جدی به زانو به صورت استئوآرتریت همراه خواهد شد. این فرآیند می‌تواند از طریق جراحی استئوتومی که در آن امتداد اندام اصلاح می‌گردد، شکسته شود<sup>(۱،۲،۳)</sup>. براساس گزارش‌ها جراحی استئوتومی در صورتی که با اعمال میزان مناسب اصلاح همراه باشد؛ روشی مطمئن برای کاهش درد و بازگرداندن عملکرد زانو می‌باشد<sup>(۴)</sup>. اما در روش متداول جراحی با بهره‌گیری از اطلاعات پرتونگاری و سی‌تی‌اسکن، احتمال اصلاح نامناسب قابل توجه است<sup>(۵،۶)</sup>. به طوری که اگرچه برای این جراحی نتایج اولیه و میان دوره‌ای مطلوبی گزارش شده است<sup>(۷)</sup>، ولی در بررسی‌های بلندمدت و گاهی کوتاه مدت پس از عمل، موارد متعددی از عدم موفقیت گزارش شده‌اند که بیمار همچنان احساس درد داشته و حتی افزایش تنش در قسمت مدیال و یا لترال ناشی از اصلاح نامناسب، جراحی مجدد را الزامی کرده است<sup>(۸،۹)</sup>. در بعضی از مطالعات میزان موفقیت این عمل در پیگیری‌های ۵ ساله بین ۸۰ تا ۹۰ درصد گزارش شده است<sup>(۱)</sup>. این امر اهمیت برنامه‌ریزی دقیق پیش از عمل را برای دستیابی به میزان مطلوب اصلاح پس از عمل، مورد تاکید قرار می‌دهد.

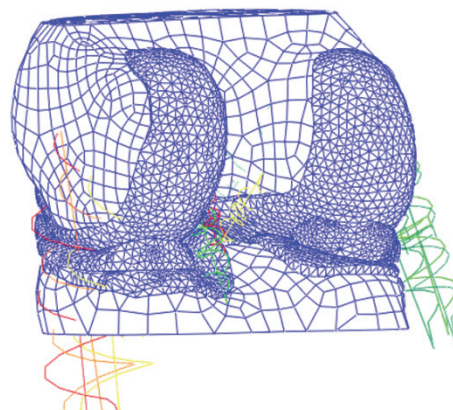
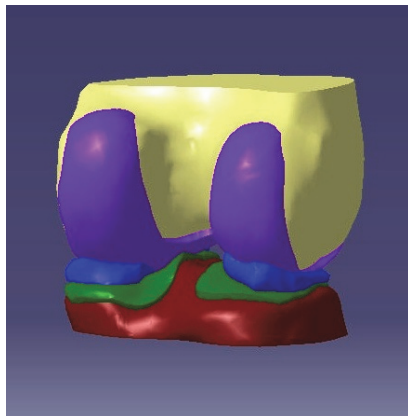
باتوجه به اهمیت میزان اصلاح اعمال شده در موفقیت جراحی استئوتومی، مطالعات متعددی به بررسی ارتباط میزان اصلاح و ویژگی‌های بیومکانیکی مفصل زانو پرداخته‌اند. «چاو»<sup>۱</sup> و همکاران اثر جراحی استئوتومی را بر پارامترهای بیومکانیک زانو به کمک یک مدل دوبعدی ریاضی و تصاویر پزشکی بررسی کردند<sup>(۳،۱۰)</sup>. «ازکان»<sup>۲</sup> و همکاران با استفاده از یک مدل المان محدود<sup>۳</sup>، شبیه‌سازی کامل‌تری از عمل استئوتومی

انجام دادند. اما در این مدل درجه آزادی فمور به حرکت در راستای محور مکانیکی محدود شد و با فرض حرکت طبیعی لیگامان‌ها در راستای محور عمودی، نقش لیگامان‌های جانبی نادیده گرفته شد<sup>(۱۱،۱۲)</sup>. «چانتاراپانیچ»<sup>۴</sup> و همکاران برای تراز کردن راستای ایستادن، در مدل خود از تصاویر دو بعدی پرتونگاری نیز استفاده کردند. در این مدل اگرچه لیگامان‌ها به صورت هندسی به مدل اضافه شده بودند، ولی با ثبت تصاویر تونل ام‌آرآی بر روی تصاویر حالت ایستاده، عملاً موقعیت فمور مشخص شد و در نتیجه نقش لیگامان‌ها در تعیین موقعیت مفصل حذف گردید<sup>(۱۳)</sup>. مرور مطالعات پیشین نشان داد که بیشتر آنها با فرضیات ساده ساز متعددی همراه بوده‌اند که امکان پیش‌بینی پیکربندی جدید مفصل پس از جراحی با استفاده از آنها مقدور نمی‌باشد. همچنین در مطالعات پیشین رابطه بین محور بارگذاری اندام تحتانی و آناتومی اصلاح شده، در طی روند جراحی به طور روشن در نظر گرفته نشده است. در واقع بیشتر این مطالعات اثر جراحی را تنها به صورت تغییر در میزان گشتاور واروس-والگوس اعمال کرده‌اند<sup>(۱۴،۱۵)</sup>. بر این اساس هدف مطالعه حاضر ارائه یک مدل مناسب و ممیز عوامل بیومکانیکی مؤثر در جراحی استئوتومی، همراه با بارگذاری و شرایط مرزی مطابق با واقعیت بود تا با توجه به اثرات بافت‌های نرم بر پیکربندی مفصل، نتایج جراحی استئوتومی با دقت بیشتری پیش‌بینی گردد. نتایج این مدل می‌تواند به منظور برنامه‌ریزی دقیق عمل جراحی و تعیین مناسب‌ترین اصلاح برای هر بیمار خاص، مورد استفاده قرار گیرد.

## مواد و روش‌ها

در این پژوهش، یک مدل المان محدود اختصاصی برای یک بیمار مرد ۱۹ ساله با ۴ درجه واروس اندام تحتانی ایجاد شد. در مرحله نخست، هندسه مدل با استفاده از تصاویر سی‌تی‌اسکن کل اندام تحتانی و ام‌آرآی مفصل زانو بازسازی شد (شکل ۱)<sup>(۱۶)</sup>. سپس مدل سه بعدی بازسازی شده که شامل کلیه جزئیات زانو از جمله بافت غضروفی، منیسک و قسمت‌های

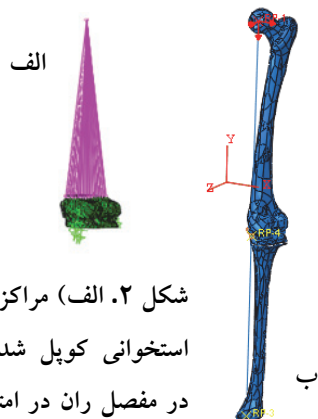
1. Chao
2. Ozkan
3. Subject-specific



شکل ۱. هندسه سه بعدی مدل المان محدود زانو به همراه فنرهای شبیه ساز بافت لیگامانی

مدل شدند. تمامی سطوح تماس نیز به صورت تماس بدون اصطکاک در نظر گرفته شدند.<sup>(۱۱،۱۸،۱۹)</sup>

به منظور اعمال شرایط بارگذاری و شرایط مرزی مناسب، ناحیه دیستال استخوان فمور و پروگزیمال استخوان تیبیا به ترتیب به نقطه مرکزی مفصل ران و نقطه مرکزی مفصل میچ کوپل شدند (شکل ۲). تیبیا کاملاً ثابت در نظر گرفته شد و برای فمور تنها درجه آزادی فلکشن-اکستنشن زانو (در زاویه فلکشن صفر- فول اکستنشن) تثبیت شد. برای جلوگیری از خروج مینسک تحت بارگذاری، شاخه‌های آن بر روی تیبیا تثبیت شدند. در نهایت یک بار ۶۰۰ نیوتنی در راستای محور مکانیکی مدل به مفصل ران اعمال شد (شکل ۲).



شکل ۲. الف) مراکز مفاصل ران و میچ به مدل استخوانی کوپل شده‌اند، ب) بارگذاری وزن در مفصل ران در امتداد محور مکانیکی اعمال شده است.

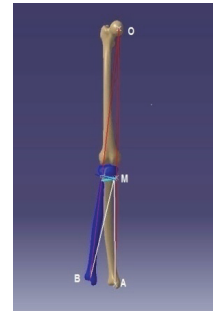
دیستال استخوان فمور و پروگزیمال استخوان تیبیا بود، وارد محیط نرم افزار آباکوس<sup>(۱۷)</sup> شد.

با استفاده از المان‌های چهارضلعی (برای استخوان) و المان‌های چهار گره‌ای تتراهدرال برای بافت نرم مدل زانو، المان‌بندی شد. همچنین با توجه به محل اتصال لیگامان‌ها به استخوان در تصاویر ام آر آی، کلیه لیگامان‌های جانبی و متقاطع به صورت فنرهای مکانیکی به مدل اضافه شدند (شکل ۱). در نهایت جزئیات مدل المان محدود به گونه‌ای توسعه یافت که نتایج حاصل از تحلیل آن بتواند به طور کارآمد، تغییرات موقعیت و پیکربندی زانو را ارائه دهد. خواص مکانیکی اجزای مدل با توجه به گزارش‌های منابع موجود تعیین شدند.<sup>(۱۱،۱۸،۱۹)</sup>

مینسک و غضروف به صورت مواد همگن ایزوتروپیک و الاستیک خطی در نظر گرفته شدند و مدول الاستیک و ضریب پواسون<sup>۲</sup> (نسبت کرنش جانبی یا عرضی به کرنش محوری یا طولی) به ترتیب برابر ۵ مگاپاسکال و ۰/۴۶ در نظر گرفته شد. این ضرایب برای مینسک به ترتیب ۵۹ مگاپاسکال و ۰/۴۹ است که در این تحقیق بر اساس منابع موجود تعیین گردید.<sup>(۱۱،۱۸،۱۹)</sup> هریک از لیگامان‌های متقاطع جلویی و پشتی با ۲ فنر غیرخطی، و لیگامان‌های مدیال و لترال با ۳ فنر غیرخطی

1. ABAQUS v 6.12  
2. Poisson's ratio

جراحی استئوتومی به صورت گوه بسته تحت زوایای مختلف گوه استئوتومی در ناحیه پروگزیمال تیبیا شبیه‌سازی شد (شکل ۳). تغییرات اعمال جراحی در تیبیا سبب تغییر راستای بارگذاری در مدل شد. به این ترتیب اثر تغییر راستای بارگذاری تحت اثر بدشکلی‌های اندام تحتانی مورد بررسی قرار گرفت. به علاوه، با نصف کردن ضریب سختی هریک از لیگامان‌ها، حساسیت مدل به تغییرات ساختار لیگامانی سنجیده شد.

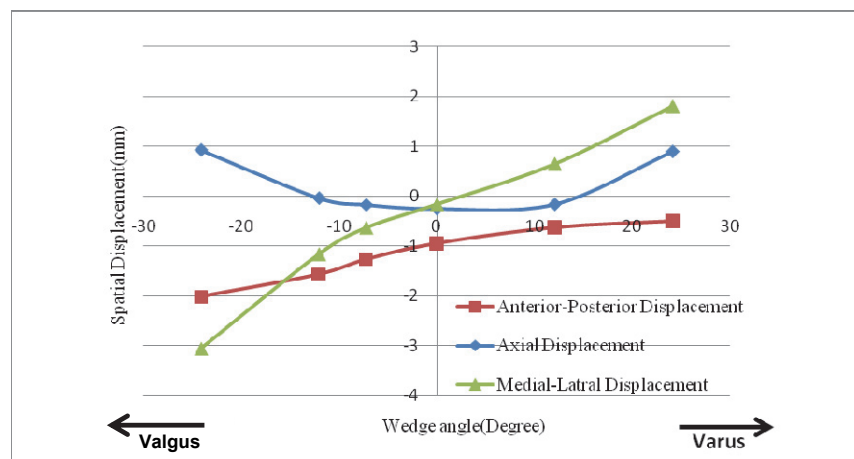


شکل ۳. شبیه‌سازی جراحی استئوتومی گوه بسته در ناحیه پروگزیمال تیبیا

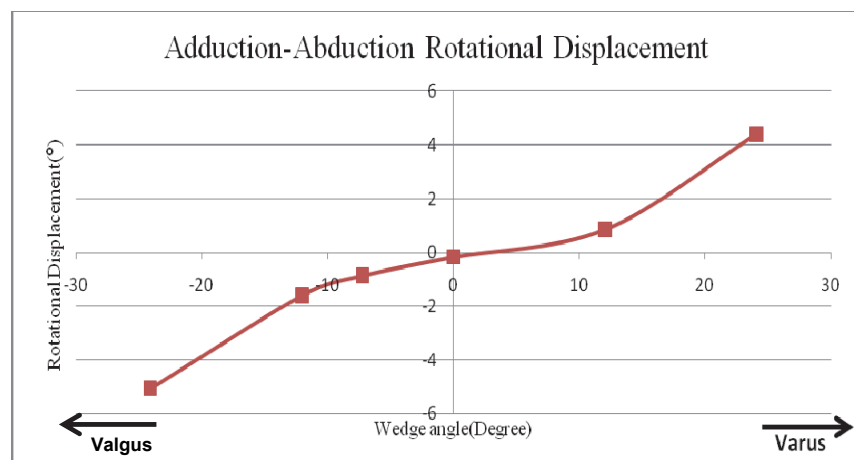
### یافته‌ها

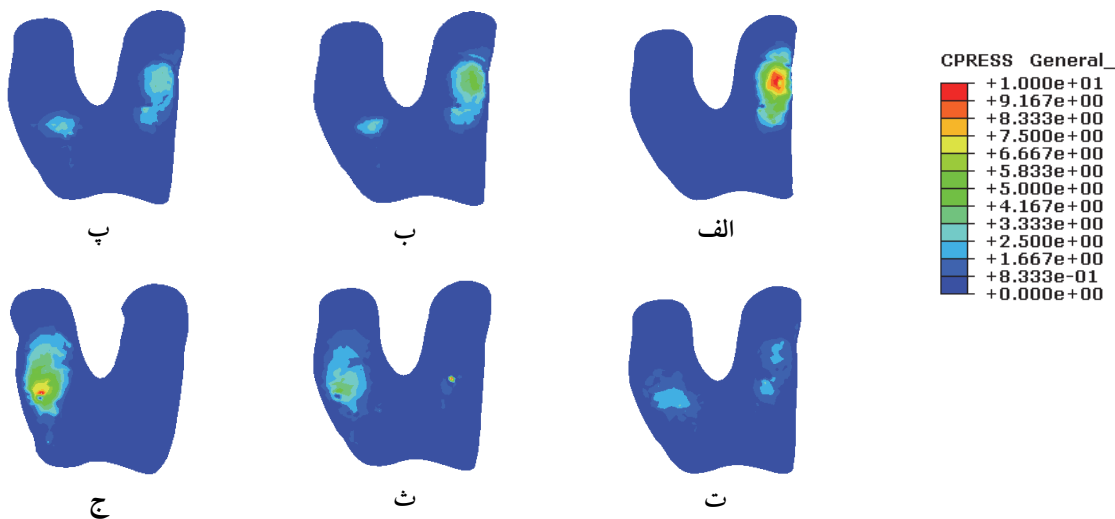
شکل‌های ۴ و ۵ اثر انحراف زاویه‌ای واروس - والگوس بر جابجایی خطی و زاویه‌ای فمور را تحت اثر بارگذاری وزن با فرض سختی مرجع برای لیگامان‌ها نشان می‌دهد. نتایج روند تغییرات جابجایی‌های خطی در جهت جلویی-پشتی و داخلی-خارجی کاملاً یکنواخت است. به طوری که با افزایش میزان انحراف به سمت واروس، فمور در موقعیت پشتی و داخلی نسبت به شرایط طبیعی؛ و با افزایش میزان انحراف به سمت والگوس، فمور در موقعیت جلویی و خارجی نسبت به شرایط طبیعی قرار می‌گیرد. از سوی دیگر با افزایش زاویه واروس، فمور در زاویه ابداکشن نسبت به حالت طبیعی قرار می‌گیرد؛ در حالی که در زوایای والگوس یک چرخش زاویه‌ای اداکشن برای فمور اتفاق می‌افتد (شکل ۵).

شکل ۴. اثر میزان انحراف زاویه‌ای واروس - والگوس بر جابجایی فمور در سه راستای جلویی-پشتی، پایینی - بالایی و داخلی - خارجی



شکل ۵. اثر میزان انحراف زاویه‌ای واروس - والگوس بر چرخش اداکشن - اداکشن فمور نسبت به تیبیا



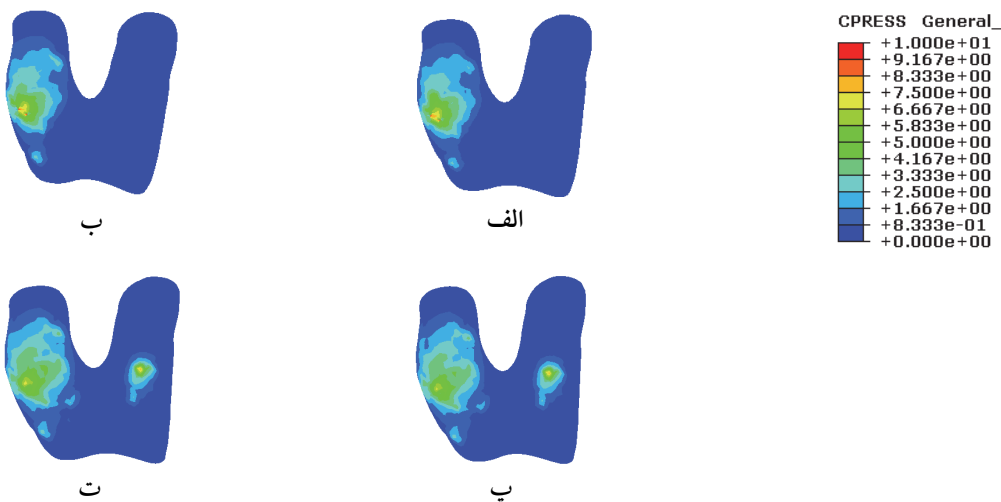


شکل ۶. توزیع تنش‌های تماسی در غضروف فمور. الف) زانوی والگوس ۷ درجه، ب) زانوی والگوس ۲ درجه، پ) زانوی سالم، ت) زانوی واروس ۳ درجه، ث) زانوی واروس ۸ درجه، ج) زانوی واروس ۱۳ درجه

مگاپاسکال در قسمت لترال غضروف فمور مشاهده می‌شود؛ در حالی که تماس در مدیال از بین رفته است. در زانوی ۸ درجه واروس نیز تنش ماکزیمم با مقدار ۶/۲ مگاپاسکال در ناحیه مدیال اتفاق افتاده است.

توزیع تنش‌های تماسی<sup>۱</sup> در غضروف فمور برای مقادیر مختلف انحراف زاویه ای واروس-والگوس در شکل ۶ ارائه شده است. همان‌طور که نتایج نشان می‌دهد، میزان تنش تماسی ماکزیمم و میانگین تنش در قسمت مدیال با افزایش زاویه واروس؛ و بالعکس در قسمت لترال با افزایش حالت والگوس افزایش می‌یابد. در حالت والگوس ۷ درجه تنش ماکزیمم ۱۰

1. Contact Pressure at surface



شکل ۷. توزیع تنش. الف) در مدلی که سختی لیگامان مدیال و لترال هردو نصف شده است، ب) در مدلی که سختی لیگامان لترال نصف شده است، پ) در مدلی که سختی لیگامان مدیال نصف شده است، ت) در مدلی که سختی‌ها مطابق ادبیات است.

در شکل ۸ میزان اصلاحی که در اثر عمل جراحی در محور مکانیکی رخ خواهد داد در مقایسه با میزان اصلاح پیش‌بینی شده براساس زاویه گوه استئوتومی ترسیم شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، میزان اصلاح واقعی در محور مکانیکی همواره از میزان اصلاح پیش‌بینی شده براساس زاویه گوه کمتر است. این امر به دلیل انعطاف‌پذیری بافت‌های نرم رخ می‌دهد. قابل توجه است که هر چه سختی بافت‌های لیگامانی زانو کمتر باشد، تفاوت میزان اصلاح واقعی محور مکانیکی با میزان اصلاح پیش‌بینی شده براساس زاویه گوه بیشتر خواهد بود. همچنین با توجه به شکل ۸ تفاوت میزان اصلاح واقعی محور مکانیکی و میزان پیش‌بینی شده آن به ازای زوایای گوه بزرگتر، بیشتر خواهد بود.

### بحث

عدم توجه به خواص و رفتار مکانیکی لیگامان‌ها سبب می‌شود که با وجود اصلاح محور مکانیکی بعد از عمل جراحی، وضعیت لیگامان‌ها، همچنان مفصل را به وضعیت پیشین سوق داده و از تأثیر اصلاح عمل‌های انجام شده بکاهد. از این رو در این مطالعه، اثر متقابل اصلاح امتداد بارگذاری و سختی لیگامان‌ها در جراحی استئوتومی و عملکرد و پیکربندی زانو بررسی گردید.

نتایج نشان می‌دهند اگرچه تغییر مکان مرکز فمور نسبت به تیبیا در تغییر وضعیت از حالت دراز کشیده به حالت ایستاده ناچیز است، ولی با تغییر امتداد بارگذاری در زانوی واروس، یک

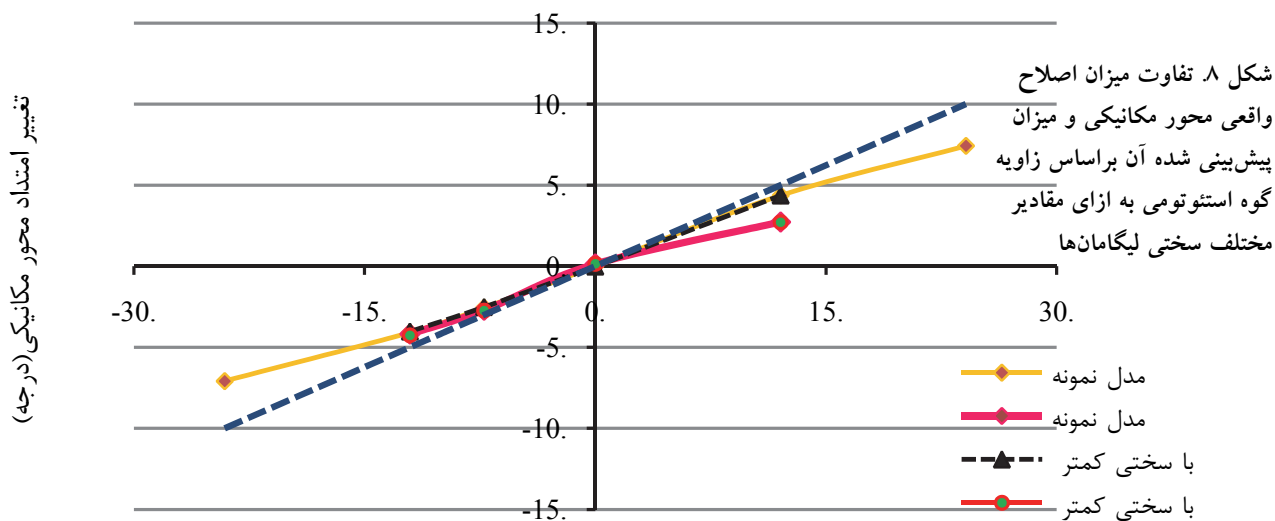
اثر تغییر سختی لیگامان‌ها بر نتایج جابه‌جایی فمور در زانو با مقادیر مختلف انحراف زاویه‌ای در جداول ۱ و ۲ نشان داده شده است. چنان‌که مشاهده می‌شود تغییر سختی رباط‌های متقاطع جلویی و پشتی تأثیر چندانی در نتایج نخواهند گذاشت. در حالی که تغییر سختی لیگامان‌های مدیال و لترال، تغییر قابل توجهی در نتایج جابه‌جایی فمور و توزیع تنش‌های تماسی در سطوح مفصلی فمور و تیبیا می‌گردد؛ به طوری که وقتی سختی هر دو لیگامان و یا لیگامان لترال به تنهایی نصف می‌شود، ناحیه تماس به‌طور کامل به سمت مدیال منتقل می‌گردد (شکل ۷).

جدول ۱. اثر کاهش سختی فنرهای لیگامان‌های متقاطع جلویی و پشتی بر جابه‌جایی خطی فمور

جابه‌جایی لیگامان	جابه‌جایی خطی فمور (میلی‌متر)	
	Lax PCL	Lax ACL
جلویی-پشتی	-۰/۳۳	-۰/۷۶
پایینی-بالایی	-۰/۲۶	-۰/۲۵
مدیال-لترال	-۰/۱۵	-۰/۱۱

جدول ۲. اثر کاهش سختی فنرهای لیگامان‌های متقاطع جلویی و پشتی بر جابه‌جایی چرخشی فمور

جابه‌جایی لیگامان	جابه‌جایی چرخشی (میلی‌متر)	
	Lax PCL	Lax ACL
ادداکشن-ابداکشن	-۰/۰۰۵	-۰/۱۱
axial-چرخشی	۱/۳۵	۱/۹۸



می‌شود، به‌طور مثال برای اصلاح امتداد بارگذاری به میزان ۱۰ درجه، براساس پیش فرض جراحی، از یک گوه ۲۴ درجه استفاده می‌شود؛ ولی این امر پس از جراحی محور مکانیکی را تنها ۷ درجه اصلاح می‌کند. البته برای مدل‌های مختلف از نظر سختی لیگامان لترال، با وجود شیوه جراحی یکسان (از نظر زاویه گوه استئوتومی)، میزان اصلاح محور مکانیکی یکسان نیست. در مدل با سختی کمتر لیگامان لترال، میزان اصلاح صورت گرفته، حتی کمتر از ۷ درجه است که این تفاوت برای ناهم‌راستایی اندام تحتانی با زوایای بزرگتر بیشتر می‌شود. همان‌گونه که ذکر شد دلیل اصلی تفاوت نتایج بدست آمده در مقایسه با میزان اصلاح مورد انتظار، اثرات انعطاف‌پذیری بافت‌های نرم در مکانیزم و پیکربندی مفصل است.

بر این اساس، با توجه به اینکه هنوز مرجع قابل اطمینان برای تشخیص میزان صحیح اصلاح در جراحی استئوتومی برای درمان کامل بیماران وجود ندارد، این مطالعه روشی را پیش رو قرار می‌دهد که بر حسب شرایط ساختاری زانوی هر بیمار، میزان اصلاح مناسب جراحی با استفاده از مدل‌سازی اختصاصی برای آن بیمار تعیین گردد.

در این پژوهش محدودیت‌های متعددی وجود داشت که می‌تواند در مطالعات آتی مورد توجه قرار گیرد. برای مثال بافت‌های نرم منیسک و غضروف به صورت موادی ایزوتوپیک با خواص الاستیک خطی و استخوان‌ها به صورت صلب در نظر گرفته شدند، که می‌توان در مطالعات آتی خواص مکانیکی واقعی‌تری برای آنها در نظر گرفت. همچنین از سگمنتیشن دستی برای استخراج بافت‌های مختلف از تصاویر استفاده شد، درحالی‌که روش سگمنتیشن اتوماتیک می‌تواند به کاهش خطا در بازسازی هندسی مدل کمک کند.

چرخش ابداعش قابل توجه در انتهای دیستال فمور دیده می‌شود، که برای زانوی والگوس نتایج برعکس می‌شود<sup>(۲۰)</sup>. یک واروس اندک می‌تواند، میزان تنش‌های ماکزیمم را تحت بارگذاری وزن در قسمت مدیال افزایش دهد که این موضوع باعث افزایش بسیار بیشتر تنش در حرکات روزانه مانند راه رفتن می‌گردد<sup>(۱۱)</sup>. غضروف فمور نخستین قسمتی است که در معرض بار فشاری قرار می‌گیرد و از این رو تنش‌های بزرگتری را تحمل می‌کند. در این مطالعه برای یک زانوی واروس ۳ درجه، تنش‌های ماکزیمم به بزرگی ۴/۱ مگاپاسکال در مدیال و ۱/۸ مگاپاسکال در لترال مشاهده شد. در واقع برای حفظ تعادل، توزیع تنش به صورتی گسترده شده است که یک گشتاور داخلی در مفصل زانو برای جبران گشتاور خارجی ناشی از نیروی وارده ایجاد گردد<sup>(۱۳)</sup>. پس از جراحی با اصلاح محور مکانیکی به وضعیت نرمال، مقدار این تنش‌ها در مدیال به ۲/۵ مگاپاسکال و در لترال به ۳/۲ مگاپاسکال می‌رسد. شواهد موجود در ادبیات نیز این نتایج را تأیید می‌کند<sup>(۱۳،۱۴،۱۵،۱۹،۲۱)</sup>. از سوی دیگر توزیع تنش در غضروف فمور شکل ۷ نشان می‌دهد، در حالتی که سختی لیگامان‌های لترال یکسان باشد، خروجی‌های مدل تقریباً مشابه است. در واقع سختی این لیگامان‌ها نقش اساسی در تعیین وضعیت مفصل تحت بار وزن ایفا می‌کند.

به‌طور کلی الگوی بالینی مشخصی برای تعیین میزان اصلاح مناسب در مقابله با اثرات بافت‌های نرم وجود ندارد. برخی توصیه می‌کنند؛ برای بیماران دارای واروس اندام تحتانی در موارد شدید آسیب‌دیدگی غضروف، بهتر است اصلاح به سمت والگوس (و نه نرمال) صورت گیرد<sup>(۶)</sup>؛ اما درصد اصلاح به سمت والگوس مورد بحث می‌باشد. نتایج شکل ۸ این موضوع را با شفافیت بیشتری تشریح می‌کند. همان‌طور که مشاهده

## References

1. Jabalameh M, Rahbar M, Radi M, Hadi H, Moradi A. Radiographic Results of High Tibial Open Wedge Osteotomy. *Iran J Surg.* 2013;21(1):43-9.
2. Saragaglia D, Mercier N, Colle PE. Computer-assisted osteotomies for genu varum deformity: which osteotomy for which varus? *Int Orthop.* 2010;34(2):185-90. doi: 10.1007/s00264-009-0757-6.

3. Chao EY, Sim FH. Computer-aided preoperative planning in knee osteotomy. *Iowa Orthop J.* 1995;15:4-18.
4. Ogden S, Mukherjee DP, Keating ME, Ogden AL, Albright JA, McCall RE. Changes in load distribution in the knee after opening-wedge or closing-wedge high tibial osteotomy. *J Arthroplasty.* 2009;24(1):101-9. doi: 10.1016/j.arth.2008.01.303.

5. **Dugdale TW, Noyes FR, Styer D.** Preoperative planning for high tibial osteotomy. The effect of lateral tibiofemoral separation and tibiofemoral length. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(274):248-64.
6. **Pape D, Rupp S.** Preoperative planning for high tibial osteotomies. *Oper Tech Orthop.* 2007;17(1):2-11.
7. **Agneskirchner JD, Hurschler C, Wrann CD, Lobenhoffer P.** The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study. *Arthroscopy.* 2007;23(8):852-61.
8. **Hernigou P, Medevielle D, Debeyre J, Goutallier D.** Proximal tibial osteotomy for osteoarthritis with varus deformity. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(3):332-54.
9. **Odenbring S, Egund N, Knutson K, Lindstrand A, Larsen ST.** Revision after osteotomy for gonarthrosis. A 10-19-year follow-up of 314 cases. *Acta Orthop Scand.* 1990;61(2):128-30.
10. **Bhatnagar T, Jenkyn TR.** Internal kinetic changes in the knee due to high tibial osteotomy are well-correlated with change in external adduction moment: an osteoarthritic knee model. *J Biomech.* 2010;43(12):2261-6. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.05.001.
11. **Atmaca H, Özkan A, Mutlu I, Celik T, Ugur L, Kisioglu Y.** The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara. *Int J Med Robot.* 2014;10(1):93-7. doi: 10.1002/rcs.1528.
12. **Ozkan A, Atmaca H, Mutlu I, Celik T, Uğur L, Kişioğlu Y.** Stress distribution comparisons of foot bones in patient with tibia vara: a finite element study. *Acta Bioeng Biomech.* 2013;15(4):67-72.
13. **Chantarapanich N, Nanakorn P, Chernchujit B, Sitthiseripratip K.** A finite element study of stress distributions in normal and osteoarthritic knee joints. *J Med Assoc Thai.* 2009;92 Suppl 6:S97-103.
14. **Mootanah R, Imhauser CW, Reisse F, Carpanen D, Walker RW, Koff MF, Lenhoff MW, Rozbruch SR, Fragomen AT, Dewan Z, Kirane YM, Cheah K, Dowell JK, Hillstrom HJ.** Development and validation of a computational model of the knee joint for the evaluation of surgical treatments for osteoarthritis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17(13):1502-17. doi: 10.1080/10255842.2014.899588.
15. **Yang NH, Canavan PK, Nayeb-Hashemi H, Najafi B, Vaziri A.** Protocol for constructing subject-specific biomechanical models of knee joint. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010;13(5):589-603. doi: 10.1080/10255840903389989.
16. <http://www.fjsharif.com>
17. **ABAQUS, version 6.12.** Hibbit, Karlsson and Sorensen, Inc, Pawtucket, RI, USA, 2001.
18. **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.
19. **Makinejad MD, Abu Osman NA, Abu Bakar Wan Abas W, Bayat M.** Preliminary analysis of knee stress in full extension landing. *Clinics (Sao Paulo).* 2013;68(9):1180-8. doi: 10.6061/clinics/2013(09)02.
20. **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.
21. **Peña E, Calvo B, Martínez MA, Palanca D, Doblaré M.** Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(5):498-507.