مجله جراحی استخوان و مفاصل ایران
دوره نهم، شماره ٤ (شماره مسلسل ٣٧)، پاییز ١٣٩٠، صفحه‌های ١٥١-١٤٤

Iranian Journal of Orthopaedic Surgery
Vol 9, No 4 (Serial No 37), Autumn 2011:144-51

مقایسه بازسازی رباط متقاطع جلویی زانو به صورت «تک باندل» و «دو باندل»

(استفاده از یک مدل کامپیوتری زانو)

*مهندس آذین ضرغام، **دکتر کریم لیل نهاری، ***دکتر سهیل مهدی‌پور، **مهندس الناز نوری، ***دکتر سهراب کیهانی

«دانشگاه آزاد اسلامی ایران »

خلاصه

پیش‌زمینه: با توجه به شیوع بالای پارگی رباط متقاطع جلویی در ورزشکاران، روش‌های متعددی جهت بازسازی آرتروسکوپیک این رباط پیشنهاد شده است. هدف از این بررسی، مقایسه پایداری زانو با دو روش جراحی «تک باندل» و «دوباندل» بود.

مواد و روش‌ها: مدل کامپیوتری زانو به همراه رباط‌های مفصل زانو ساخته شد. این مدل پس از بازسازی رباط به روش تک و دو باندل، ابتدا در ٣٠ درجه خمش زانو تحت بارهای مجزای جلویی، گشتاور والگوس و گشتاور چرخشی قرار گرفت. در حالت دوم، در طول خمش تحت وزن‌گذاری از حالت راست تا ٧٠ درجه خمش، نیروی جلویی ١٣٤ نیوتن وارد شد. در حالت سوم، زانو تحت بارگذاری چرخشی که می‌تواند منجر به آسیب رباط متقاطع شوند قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند در شبیه‌سازی تفاوت محسوسی بین دو روش جراحی بارگذاری ایزوله بدست نیامد. ولی در مدل‌های تحت وزن دوم و سوم کشش رباط در «دو باندل» ٤ برابر بیشتر از هریک از رباط‌های «تک باندل» بود. در مدل دوم، «تک باندل» در بیشترین حالت ٧ میلی‌متر جابجایی بیشتری نسبت به «دو باندل» داشت. در مدل سوم «دو باندل» نسبت به «تک‌باندل» مقاومت بیشتری در برابر گشتاور والگوس داشت و میزان چرخش داخلی نیز در «دو باندل» کنترل شده‌تر بود.

نتیجه‌گیری: از نظر بیومکانیکال نتیجه تست عملکردی و پایداری زانو در بازسازی پیوند به روش «دوباندل» در حرکات غیرایزوله و سه‌بعدی بهتر از «تک باندل» می‌باشد.

واژه‌های کلیدی: بازسازی، رباط متقاطع جلویی، زانو، پیوند

دریافت مقاله: ٥ ماه قبل از چاپ ؛ **مراحل اصلاح و بازنگری:** ٣ بار ؛ **پذیرش مقاله:** ١ ماه قبل از چاپ

Comparison of ''Single Bundle'' with ''Doulbe Bundle'' ACL Reconstruction

(A Computerized Knee Model Testing)

*Azin Zargham BSc, **Karim Leilnahari, PhD; ***Soheil Mehdipoor, MD; **Elnaz Nouri, BSc; ***Sohrab Keihani, MD

Abstract

Background: Anterior cruciate ligament (ACL) tear is a common injury in sports. Different technigues for reconstruction of this ligament have been suggested. This paper compares the knee kinematics between "single bundle" and "double bundle" ACL reconstruction with hamstring tendon in a computerized knee model.

Methods: A computer-knee modle was constructed. Then "single bundle" and "double bundle" ACL reconstruction was performed. The knee stability and ligament tension were tested in 3 different settings: 1) At 30° knee flexion under isolated postero-anterior load, valgus and rotational torque was applied, 2) In weight-bearing flexion range (from extension to 70° of flexion) an anterior load of 134 Newton was applied, 3) Knee model was loaded by a non-contact pivot farce to produce ACL rupture.

Results: The results showed no significant difference between "single bundle" and "double bundle" under isolated loading. The second and third model, however, showed 4 times greater tension on the ligament in "single bundle". The "single bundle" in the second technique of testing (weight bearing) showed at most 7 mm more displacement compared with "double bundle". In the third testing technique "double bundle" was stronger than "single bundle" in valgus torque resistance. The internal rotation stability was also more in "double bundle".

Conclusion: Functional stability of knee model of ACL reconstruction with a "double bundle" graft is superior to a "single bundle" graft.

Keywords: Reconstruction; Anterior cruciate ligament; Knee; Transplants

Received: 5 months before printing ; Accepted: 1 month before printing

*Biomedical Engineer, Department of the Biomechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, IRAN.
**Biomedical Engineer, Science & Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, IRAN.
***Orthopaedic Surgeon, Orthopaedic Department, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, IRAN.

Corresponding author: Azin Zargham, BSc
Amirkabir University of Technology, Department of Biomechanical Engineering, Hafez Street, Tehran, Iran.
E-mail: azinzargham87@yahoo.com

مقدمه

از بین تمامی رباط‌های مفصل زانو بیشترین احتمال پارگی در رباط مقاطع جلویی دیده می‌شود. بیشترین آسیب دیدگان بین ۱۵ تا ۲۵ سال و ورزشکار می‌باشند. با توجه به میانگین سنی پایین جمعیت ایران، فراوانی پارگی رباط متقاطع جلویی قابل توجه می‌باشد. در ایران برآورد دقیقی از این بیماری وجود ندارد[۱]، اما در آمریکا سالانه ۲۰۰،۰۰۰ پارگی رباط متقاطع جلویی به وقوع پیوسته و سالانه حدود ۱۰۰،۰۰۰ عمل جراحی بازسازی این رباط انجام می‌شود[۲]. از سوی دیگر پارگی این رباط با ناپایداری زانو و آسیب به سایر رباط‌ها همراه است. در زانوی با رباط متقاط جلویی پاره شده، حرکت انتقالی جلویی تی‌بیا در سراسر مسیر راه رفتن[1] افزایش می‌یابد و بیشترین نیرو در رباط جانبی میانی به ۳ برابر حالت طبیعی می‌رسد[۳]. ارتباط کلینیکی بین آسیب این رباط و آسیب منیسک نیز به خوبی مشخص شده است[٤].

روش‌های جراحی که برای بازسازی رباط متقاطع جلویی صورت می‌گیرد، عمدتا «تک‌باندل» یا «دو باندل» می‌باشند. برخی تحقیقات نشان داده‌اند که روش جراحی «تک‌باندل» معمولا پایداری جلویی ـ پشتی را به اندازه کافی تامین می‌کند. ولی پایداری چرخشی مناسب و کافی در زانو فراهم نمی‌سازد[۵،٦]. برای بهبود پایداری چرخشی، روش‌های جراحی در «دو باندل» به گونه‌ای اصلاح شده‌اند که نه تنها باندل جلویی بلکه باندل پشتی را نیز بازسازی کنند.

«کوروساکا»[2] و همکاران با بررسی نتایج بالینی ٥٤ بیمار با حداقل دو سال پیگیری پس از عمل بازسازی، پایداری جلویی بهتری در «دو باندل» نسبت به «تک‌باندل» مشاهده نمودند و دریافتند که «دو باندل» با افزایش نقاط تماس می‌تواند ترمیم را در نقطه اتصال تاندون ـ استخوان بهبود بخشد[۲].

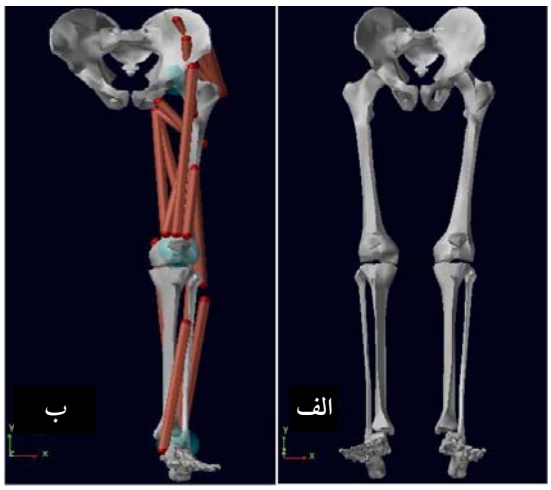
همچنین برخی از نتایج بالینی بدست آمده از طریق هدایت‌گر کامپیوتری[3]، پایداری جلویی‌ـ پشتی و چرخشی بهتری در روش جراحی «دو باندل» نسبت به «تک باندل» نشان دادند[۷] تحقیقات دیگری نیز وجود دارند که تفاوت محسوسی بین «تک باندل» و «دو باندل» نشان ندادند[۸،۹].

عوامل متعددی از قبیل سالم بودن سایر عناصر زانو، محل و زاویه قرارگیری گرافت جدید، انتخاب نوع روش جراحی و توان‌بخشی پس از عمل بر موفقیت یا شکست بازسازی پیوند موثر می‌باشند. در بررسی‌های به‌عمل آمده هیچ مطالعه‌ای مبنی بر تأثیر زاویه گرافت (در سطح فرونتال و ساجیتال) بر روی نتایج عمل وجود نداشت و فقط «پِنا»[4] و همکاران[٤] در یک مقاله در مورد زاویه تونل گرافت در فمور و تی‌بیا و نه خود گرافت بحث نموده‌اند.

در مطالعه حاضر تفاوت‌های بیومکانیک بین دو روش جراحی «تک باندل» و «دو باندل» و زاویه قرارگیری گرافت در صفحات فرونتال و ساجیتال بررسی شد و نتایج بیومکانیک این روش‌های جراحی بایکدیگر مقایسه شدند.

مواد و روش‌ها

یک مدل سه‌بعدی دینامیک اسکلتی عضلانی از اندام تحتانی شبیه‌سازی شد. این مدل با نرم‌افزار LifeMOD ساخته شد. در این نرم‌افزار هندسه اجزای مدل بر اساس داده‌های آنتروپومتریک مقیاس می‌شوند. مدل شبیه‌سازی شده متعلق به یک فرد بزرگسال با میانگین قد و وزن ۱۷۸ سانتی‌متر و۷۷ کیلوگرم بود (شکل۱).



شکل۱. مدل تقلیل یافته از پایین تنه

1. Gate
2. Kurosaka
3. Computer navigation
4. Peña

خواص مواد از داده‌های موجود در مقالات استخراج شد. رباط‌ها فنر الاستیک خطی غیرفعال فرض شدند[۱۰]. کشش اولیه در گرافت نیز از داده‌های موجود در مقالات استخراج گردید[۱۱].

با انجام اصلاحات در هندسه و خواص مواد، مفصل زانوی مصنوعی موجود در نرم‌افزار LifeMOD، منیسک و سطح مفصلی فمور ساخته شد. منیسک تک فاز و الاستیک خطی و ایزوتروپ با مدول الاستیک ۵۹ مگاپاسکال و شعاع پواسیون ۰/٤۹ و غضروف الاستیک خطی و ایزوتروپ با مدول الاستیک ۵ مگاپاسکال و شعاع پواسیون ۰/٤٦ در نظر گرفته شد[٤].

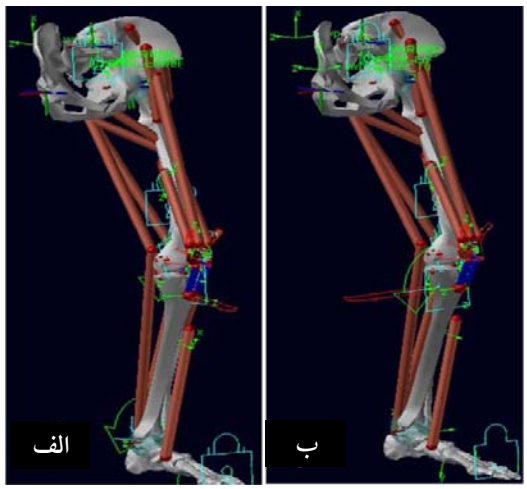
رباط‌های زانو شامل رباط جانبی کناری[1]، رباط جانبی میانی[2]، رباط متقاطع پشتی، رباط متقاطع جلویی و پشتی و رباط پاتلا در مدل ساخته شد.

برای اتصال رباط‌های جلویی و پشتی در بازسازی «دو باندل» از فوت پرینت‌های آناتومیک طبیعی رباط متقاطع جلویی در فمور و تی‌بیا استفاده شد. مرکز رباط جلویی در فاصله ۲۵٪ از سطح جلویی تی‌بیا و مرکز رباط پشتی در فاصله ٦۲٪ از سطح جلویی تی‌بیا بود. در فمور نیز رباط جلویی در موقعیت ساعت ۱ (۱۱) و رباط پشتی در موقعیت ساعت ۲/۳۰ (۳۰/۹) قرار گرفت. برای اتصال گرافت در بازسازی «تک باندل» نیز از مراکز رباط‌های جلویی و پشتی در تی‌بیا و فمور استفاده شد.

در شبیه‌سازی اول، زانو در ۳۰ درجه خمش قرار گرفت. ابتدا یک بار جلویی ۱۳٤ نیوتن به پروگزیمال تی‌بیا در موازات برجستگی توبرکل تی‌بیا اعمال شد. ران در محل خود کاملاً ثابت شد و تی‌بیا مجاز به حرکت هم جهت با نیرو بود.

به همین ترتیب زانو در ۳۰ درجه خمش تحت نیروی ایزوله خارجی- داخلی ۲۰۰ نیوتن، تحت گشتاور ایزوله چرخشی ۵ نیوتن متر و تحت گشتاور والگوس ۱۰ نیوتن متر قرار گرفت (شکل۲).

در مدل زانو با گرافت «تک باندل» غیرآناتومیک، ابتدا در صفحه ساجیتال محل الحاق گرافت در تی‌بیا به ترتیب در موقعیت جلویی‌تر و پشتی‌تری در تی‌بیا نسبت به محل گرافت آناتومیکی که در مراکز دو رباط جلویی و پشتی بود (در ٦٤ درجه در صفحه ساجیتال نسبت به محور افقی)، قرار گرفت تا گرافت‌هایی با زوایای به ترتیب ٥٤ و ۷٤ درجه در صفحه ساجیتال را به وجود آورند. این مدل‌ها تحت بار جلویی ۱۳٤ نیوتن قرار گرفتند تا اثر زاویه پیوند در صفحه ساجیتال به پایداری زانو با اعمال بار جلویی بررسی شود.

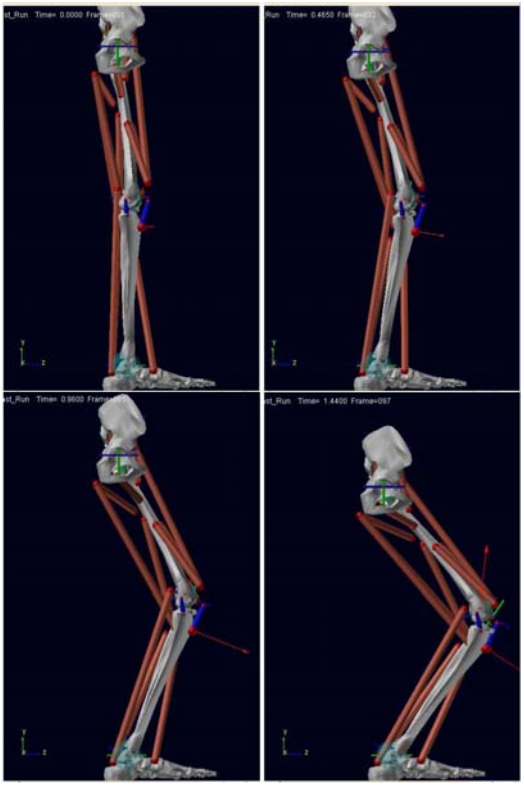


شکل۲. مدل اول زانو. الف) تحت بارجلویی ۱۳٤ نیوتن، ب) تحت بارخارجی داخلی ۲۰۰ نیوتن

برای دستیابی به گرافت «تک باندل» غیرآناتومیک دیگر، ابتدا در صفحه فرونتال محل الحاق گرافت در تی‌بیا به ترتیب در موقعیت داخلی‌تر و خارجی‌تری در تی‌بیا نسبت به محل گرافت آناتومیکی که در مراکز دو رباط جلویی و پشتی بود (در ٦۲ درجه در صفحه فرونتال نسبت به محور افقی) قرار گرفت تا گرافت‌هایی با زوایای به ترتیب ۵۲ و ۷۲ درجه در صفحه فرونتال به وجود آورند. این مدل‌ها تحت بار خارجی- داخلی ۲۰۰ نیوتن قرار گرفتند تا اثر زاویه پیوند در صفحه فرونتال به پایداری زانو با اعمال بار خارجی ـ داخلی بررسی شود.

در مدل دوم، زانو در شرایط بارگیری وزن از حالت راست تا ۷۰ درجه خم شد و در طی خمش نیروی جلویی ۱۳٤ نیوتن به آن وارد گردید تا اثر بار جلویی بر مفصل زانو در طول خمش زانو بررسی شود. پا در محل خود ثابت بود و لگن تنها اجازه حرکت عمودی را داشت (شکل ۳).

1. Lateral collateral ligament (LCL)
2. Medial collateral ligament (MCL)



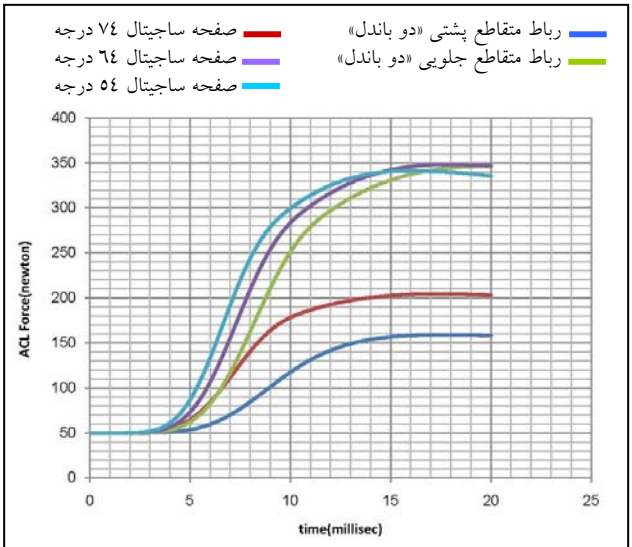
شکل۳. مدل دوم زانو تحت بار جلویی ۱۳٤ نیوتن در طی خمش

برای شبیه‌سازی شرایط بارگذاری نزدیک به آسیب گرافت، مدل سوم ساخته شد. در این مدل، تی‌بیا تحت بارهای ترکیبی نیروی جلویی ۳۷۸ نیوتن، گشتاور والگوس ۹٤ نیوتن متر و گشتاور داخلی ۷۱ نیوتن متر قرار گرفت. این نیروها به اندازه کافی بزرگ هستند و می‌توانند سبب پارگی رباط متقاطع جلویی شوند. این بارگذاری‌ها مشابه بارگذاری زانو در آسیب‌های غیرتماسی است و منجر به آسیب رباط متقاطع جلویی می‌شوند[۱۲]. در پاسخ به بارگذاری اعمال شده، مدل کینماتیک و کشش در رباط‌های مفصل محاسبه شدند.

یافته‌ها

در مدل اول که زانو در زاویه خمش ۳۰ درجه و تحت بار ایزوله جلویی ۱۳٤ نیوتن قرار گرفت، از نظر حرکت جلویی انتقالی تی‌بیا در دو روش «دو باندل» (۲/۷ میلی‌متر) و «تک‌باندل» (۳/۳ میلی‌متر) در مراکز آناتومیک و «تک باندل» با زاویه ٥٤ درجه در صفحه ساجیتال (۲/۲ میلی‌متر) تفاوت مشخصی حاصل نشد؛ ولی «تک باندل» غیرآناتومیک عمودی‌تر با زاویه ۷٤ درجه در صفحه ساجیتال جابجایی بیشتری را نسبت به «تک باندل» ٥٤ و ٦٤ درجه نشان داد (٤/٤ میلی‌متر).

در بررسی کشش گرافت بین سه نوع «تک باندل» تفاوتی دیده نشد ولی کشش به مراتب کمتری بر هر یک از رباط‌های بازسازی «دو باندل» وارد شد. در «تک باندل» ۷٤ درجه (عمودی‌تر) در صفحه ساجیتال کشش گرافت رباط متقاطع جلویی بالاتری دیده شد (شکل ٤). در رباط‌های متقاطع پشتی و جانبی میانی کشش بیشتری نسبت به دو مدل دیگر «تک باندل» مشاهده گردید و حتی کشش رباط متقاطع پشتی تا ٥ برابر نسبت به دو مدل دیگر «تک باندل» افزایش یافت. همچنین «تک باندل» ۷٤ درجه گشتاور وارد به مچ پا را تا ۱۰ نیوتن‌متر نسبت به دو مدل دیگر «تک باندل» افزایش داد.



شکل ٤. نیروی رباط تحت بار جلویی ۱۳٤ نیوتن در شرایط بدون وزن و تی‌بیا ثابت در ۳۰ درجه خمش

در مدل اول زانو در زاویه خمش ۳۰ درجه که تحت بار ایزوله خارجی داخلی قرار گرفت، مجدداً تفاوت مشخصی در حرکت خارجی داخلی انتقالی تی‌بیا در روش «دو باندل» (٤/۲ میلی‌متر) و «تک باندل» (٤/۷ میلی‌متر) در مراکز آناتومیک و «تک‌باندل» با زاویه ٥۲ درجه در صفحه فرونتال (۳/۹٥ میلی‌متر)

بدست نیامد. ولی «تک باندل» غیرآناتومیک عمودی‌تر با زاویه ۷۲ درجه در صفحه ساجیتال، جابجایی به مراتب بیشتری را نشان داد (۸/۵ میلی‌متر).

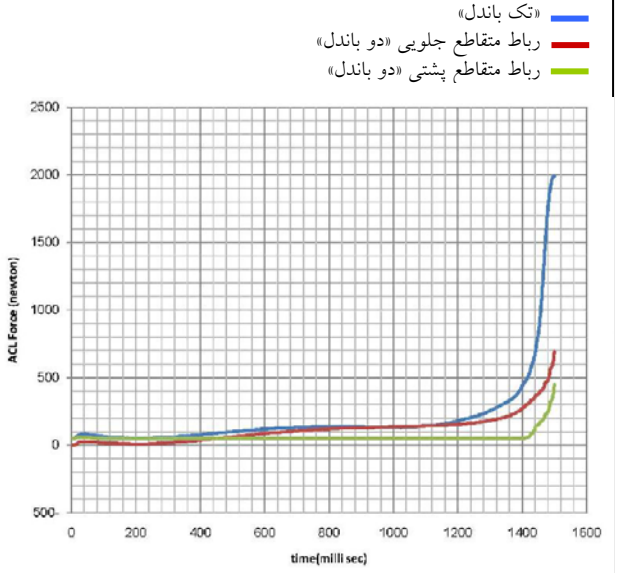
در کشش پیوند بین سه نوع «تک باندل» تفاوتی مشاهده نشد ولی «دو باندل» کشش به مراتب کمتری بر هر یک از رباط‌های خود تحمل کرد. «تک باندل» ۷۲ درجه با وجود شباهت کشش گرافت رباط متقاطع جلویی آن با دو «تک باندل» دیگر به شدت بر میزان کشش رباط جانبی میانی تاثیر گذاشت و حتی کشش رباط جانبی میانی را تا ۳ برابر افزایش داد. همچنین «تک باندل» ۷۲ درجه گشتاور وارد به مچ پا را تا ۸ نیوتن‌متر افزایش داد.

در مدل اول زانو در زاویه خمش ۳۰ درجه که تحت بار ایزوله والگوس ۱۰ نیوتن‌متر قرار گرفت، تفاوت مشخصی در چرخش زاویه‌ای والگوس تی‌بیا در دو روش «دو باندل» (٦ درجه) و «تک باندل» (۸/٦ درجه) بدست نیامد. از نظر کشش پیوند رباط متقاطع جلویی «دو باندل» کشش به مراتب کمتری بر هریک از رباط‌های خود تحمل کرد.

در مدل اول زانو در زاویه خمش ۳۰ درجه که تحت بار ایزوله چرخشی داخلی خارجی ۵ نیوتن‌متر قرار گرفت. در چرخش تی‌بیا در دو روش «دو باندل» (۱۵ درجه) و «تک باندل» (۱٦ درجه) تفاوت مشخصی بدست نیامد. از نظر کشش پیوند رباط متقاطع جلویی «دو باندل» کشش به مراتب کمتری بر هریک از رباط‌های خود تحمل کرد.

در مدل زانوی دوم که شامل اعمال بار جلویی ۱۳٤نیوتن به یک زانوی از حالت راست تا خمش ۷۰ درجه در حالت تحمل وزن بود، تفاوت در حرکت جلویی انتقالی تی‌بیا در دو روش «دو باندل» و «تک باندل» بسیار بارزتر از مدل اول زانو دیده شد و «تک باندل» آناتومیک مرکزی در بیشترین حالت ۷ میلی‌متر جابجایی بیشتری نسبت به «دو باندل» نشان داد.

همچنین تفاوت نیروی وارد به رباط متقاطع جلویی بین روش «دو باندل» و «تک باندل» بسیار بیشتر از مدل اول زانو بود (شکل ۵). کشش گرافت در «تک باندل» تا ٤ برابر بیش از کشش در هریک از باندل‌های رباط متقاطع جلویی و پشتی دیده شد. این تفاوت در کشش رباط‌های جانبی کناری و میانی نیز بین دو روش مشاهده گردید به‌طوری‌که در برخی زوایای خمش، به ویژه زوایای کوچک‌تر، گرافت در «تک باندل» نیروی کششی تا ۲ برابر نسبت به «دو باندل» تحمل کرد. در مدل زانوی سوم که تحت بارهای ترکیبی جلویی، والگوس و چرخشی بود نیز از نظر بیومکانیکی بین «تک باندل» و «دو باندل» تفاوت معناداری وجود داشت. نیروی کششی در گرافت «تک باندل» به شدت از هرکدام از رباط‌های «دو باندل» بیشتر بود (تا ٤ برابر). همچنین میزان چرخش والگوس در «دو باندل» کنترل شده‌تر («دو باندل» ۲۳ درجه و «تک باندل» ۳۰ درجه) و میزان چرخش داخلی در «دو باندل» کنترل شده‌تر بود («دو باندل» ۲٦ درجه و «تک باندل» ۳٤ درجه).



شکل ۵. نیروی رباط تحت بار جلویی ۱۳٤ نیوتن در زانو تحت وزن در حال خمش سریع از ۰ تا ۷۰ درجه

بحث

این مطالعه نشان داد که در اعمال نیروی جلویی- پشتی تک محوری و اعمال نیروی خارجی داخلی تک صفحه‌ای و اعمال گشتاور خمشی و پیچشی خالص تفاوت محسوسی بین بازسازی «دو باندل» و «تک باندل» وجود ندارد. این نتایج که از اعمال بارهای کاملاً ایزوله بر تی‌بیا در زاویه خمش ۳۰ درجه بدست آمدند، موید بسیاری از تحقیقات بالینی بودند[۱۳,۱٤].

«بِدی»[1] و همکاران تفاوت بیومکانیکال بین جراحی بازسازی رباط متقاطع به روش «دو باندل» و «تک باندل مرکزی» در ۱۰ جفت زانو تحت تست‌های «لاکمن»[2] و «پیووت‌شیفت»[3] و توسط سیستم ناوبری کامپیوتری را بررسی نمودند و تفاوت مشخصی بین دو بازسازی در تست «لاکمن» بدست نیاورد(۸).

«کوندو»[4] و همکاران با استفاده از ۸ پای جسد بر روی «دو باندل»، «تک باندل» و «تک باندل» غیرآناتومیک تست بهینه شده «پیووت شیفت» و گشتاور داخلی و خارجی ۵ نیوتن‌متر و نیروی جلویی ۹۰ نیوتن را انجام دادند. لغزش داخلی چرخشی و جابجایی جلویی- پشتی در تست «پیووت‌شیفت» به‌طور مشخص در «دو باندل» و «تک باندل» نسبت به «تک باندل» غیرآناتومیک کمتر بدست آمد. در حالی که نیروی جلویی ـ پشتی و چرخشی خارجی اعمال شد، بین سه فرآیند تفاوت مشخصی مشاهده نشد و نشان داد که در «تک باندل» اگر تونل فمور در موقعیت کناری‌تری نسبت به مرکز آناتومیک «دو باندل» قرار گیرد، پایداری بهتری داشته و در این صورت «دو باندل» نسبت به «تک باندل» مزیتی نخواهد داشت(۱۵).

نتایج بازسازی رباط متقاطع جلویی درصورتی بهبود می‌یابند که تونل‌های فمور و تی‌بیا در موقعیتی قرار گیرند که کشش گرافت، رفتار کششی رباط متقاطع جلویی سالم را تکرار کند(۱٦). بنابراین علاوه بر به‌دست آوردن پایداری زانو، بررسی میزان نیروی کششی در رباط‌های مفصل نیز ضروری به نظر می‌رسد که در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفت.

از آن‌جا که بیمار ورزشکار حرفه‌ای پس از درمان و بازگشت به ورزش در معرض بارگذاری‌های پیچیده و شدید سه بعدی می‌باشد و ممکن است مجدداً در شرایط آسیب گرافت پیوند شده قرار گیرد، آزمایشات بالینی در شرایط بدون وزن و بارگذاری‌های سبک نمی‌توانند به خوبی روشن‌گر موفقیت یا عدم موفقیت پیوند باشند و چه بسا گرافت بازسازی شده که تحت تست‌های بالینی بسیار خوب عمل می‌کند، در شرایطی دیگر، از خود عدم کفایت نشان داده و حتی در دراز مدت عوارض خود را با گذشت زمان با بروز بیماری‌های دیگر نظیر آرتروز نشان دهد.

اگرچه تست‌های آزمایشگاهی و بالینی تفاوت‌های سینتتیک و کینماتیک بین زانوی سالم و غیرسالم را آشکار می‌کنند ولی این تست‌ها هیچ اطلاعاتی از نیروهای عمل کننده بر استخوان‌ها و رباط‌های زانو ندارند.

در مدل دوم که زانو در حال خمش از حالت راست تا ۷۰ درجه، تحت بار جلویی ۱۳٤ نیوتن قرار گرفت، برخلاف مدل اول نه تنها در پایداری بهتر «دو باندل» بلکه در نیروی کششی اعمال شده به رباط‌ها تفاوت معناداری نشان داد. تفاوت موجود بیان‌گر این نکته بالینی مهم است که آیا تست‌های بالینی به اندازه کافی حساس هستند که پس از بازسازی رباط متقاطع جلویی تفاوت بین «تک باندل» و «دو باندل» را تشخیص دهند.

در «تک باندل» احتمال برخورد گرافت با رباط متقاطع پشتی کمتر است. به عقیده «برگفلد»[5] و همکاران خودداری از برخورد با رباط متقاطع پشتی نسبت به اضافه کردن تونل جدید ارجح‌تر است(۱۷). از سوی دیگر ثابت کردن، بهبود گرافت و روش عمل در «دو باندل» نسبت به «تک باندل» دشوارتر است. همچنین محدود کردن لغزش در محل اتصال با گرافت با قطر کمتر (دو باندل)، به مراتب دشوارتر است.

در مدل سوم، زانویی که تحت بارهای منجر به آسیب رباط متقاطع جلویی قرار گرفت، تفاوت بین «دو باندل» و «تک باندل» از مدل دوم نیز محسوس‌تر بود و به خصوص نیروی کششی رباط‌ها در دو روش بازسازی تفاوت معناداری نشان داد که نشان دهنده مستعد بودن بازسازی «تک باندل» به پارگی مجدد نسبت به «دو باندل» است. تفاوت زیاد نیروی کششی در رباط‌های مفصل، به ویژه در رباط متقاطع جلویی، در ورزشکار با آسیب قبلی زانو می‌تواند احتمال پارگی مجدد رباط را در زانویی که با روش «تک باندل» بازسازی شده، در مقایسه با روش «دو باندل» افزایش دهد. محدودیت مطالعه حاضر این بود که در این مدل‌سازی رباط‌ها فنر خطی در نظر گرفته شده بودند، درنتیجه فقط نیروی کششی بر دو سر محل الحاق رباط‌ها به‌دست آمد و امکان

1. Bedi
2. Lachman
3. Pivot shift
4. Kondo
5. Bergfeld

محاسبه توزیع تنش در رباط‌ها وجود نداشت؛ درحالی‌که می‌توانست دید عمیق‌تری در مورد تفاوت عملکرد رباط‌های تحت بارگذاری و زوایای متفاوت زانو در دو روش جراحی ارایه دهد.

در مورد مقایسه عملکرد دو روش جراحی «تک باندل» و «دو باندل» تحت بارگذاری‌هایی که می‌توانند منجر به آسیب گرافت شوند، هیچ مقاله‌ای، چه در تحقیقات بالینی و چه با مدل‌سازی وجود ندارد. از میان برخی مقالات مدل‌سازی شده «رامانیرالا»[1] و همکاران یک مدل محاسباتی سه‌بعدی از اثر خواص مکانیکی گرافت پس از بازسازی رباط متقاطع پشتی ارایه نمود که در آن خواص مکانیکی رباط با خواص طبیعی گرافت جایگزین شد ولی روش بازسازی در نظر گرفته نشد[۱۸].

«ساگز»[2] و همکاران برای بررسی رباط متقاطع جلویی از فنر غیرخطی برای مدل‌سازی رباط‌ها استفاده کردند و از آنجا که پیوند به عنوان فنر در نظر گرفته شد، توزیع تنش در پیوند تحلیل نشد[۱۶].

«پنا» و همکاران از مدل سه‌بعدی المان محدود زانو شامل تمامی رباط‌های اصلی برای بررسی سختی و کشش پیوند در بیومکانیک مفصل استفاده کردند و برای رباط‌ها مدل هایپر الاستیک ایزوتروپ استفاده شد[۱۹].

در مورد جراحی رباط متقاطع جلویی با دانش ما تاکنون قضاوت درمورد عملکرد روش جراحی براساس تست‌های بالینی نظیر «لاکمن» و «پیوت شیفت» و مانند آن انجام شده است. نتایج این مدل‌سازی نشان داد این‌گونه تست‌ها قادر نیستند عملکرد دقیق گرافت بازسازی شده تحت بارگذاری‌های پیچیده‌تر و سه‌بعدی، همچون بارگذاری مفصل زانو در یک مسابقه ورزشی یا اوج شدت فعالیت ورزشکار را نشان دهند. ولی در مدل سوم مطالعه حاضر، این شرایط لحاظ شد و نتایج آن نشان داد که عملکرد «دو باندل» بهتر از «تک باندل» بود. با این وجود، به دلیل عدم محاسبه توزیع تنش، چه در رباط‌ها و چه در سطوح مفصلی، این مطالعه نمی‌تواند در مورد مشکلات احتمالی ناشی از عمل بازسازی «دو باندل» همچون احتمال یکی شدن سوراخ‌های الحاق باندل‌ها یا گشاد شدن تونل یا احتمال ایجاد یک گودال بالقوه در محل باندل پشتی در متافیز قضاوت کند.

همچنین این تحقیق نشان داد گرافت‌هایی که در حالت عمودی‌تری کار گذاشته می‌شوند، در مدل اول زانو عملکرد ضعیف‌تری از خود نشان می‌دهند و احتمال پارگی مجدد در گرافت را بالا می‌برند. بدین معنی که اگرچه ممکن است در مقایسه با عارضه برخورد گرافت با رباط متقاطع پشتی امن باشند ولی از نظر عملکرد و مقاومت در برابر نیروهای وارده ضعیف‌تر عمل می‌کنند. این یافته با نتایج مقاله دیگر نیز هم‌خوانی دارد[۲۰].

نتایج این بررسی نشان دادند «تک باندل» گرافت‌های عمودی، در هر دو صفحه ساجیتال و فرونتال ناکارآمد می‌باشند. از طرفی گرافت-هایی که افقی‌تر کار گذاشته می‌شوند، پایداری نزدیک و حتی بیشتری نسبت به «دو باندل» فراهم می‌کنند. همچنین در گرافت‌های افقی‌تر نیروی کششی در رباط‌های مفصل نسبت به گرافت‌های عمودی‌تر کمتر می‌باشد. البته شاید نقطه مورد سوال گرافت‌های افقی‌تر احتمال برخورد آن با رباط متقاطع پشتی باشد.

نتیجه‌گیری

این مطالعه نشان داد روش «دو باندل» نسبت به «تک باندل» عملکرد بهتری دارد و «تک باندل» افقی‌تر بهتر از «تک باندل» عمودی‌تر عمل می‌کند. لیکن توصیه می‌شود در مطالعات بعدی عملکرد مفصل با گرافت‌های افقی‌تر و گرافت‌های بازسازی شده با روش «دو باندل» در مدل‌های دوم و سوم مقایسه شوند.

1. Ramanirala
2. Suggs

References

1. Tahmasebi MN, Ayati Firoozabadi M, Panjavi B, Kaseb MH. Knee stabiligy after ACL reconstruction through graft fixation in femoral tunnel: transfemoral pinning versus endobutton techniques. *Teh Uni Med J*. 2011;69:92-8.

2. Kurosaka M, Kuroda R, Kubo S, Hoshino Y, Araki D, Yoshiya S. Double-bundle anatomic anterior cruciate ligament reconstruction: the technique and clinical experience. *Oper Tech Sports Med*. 2008;16(3):125-30.

3. 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.

4. Peña E, Calvo B, Martinez MA, Palanca D, Doblaré M. Influence of the tunnel angle in ACL reconstructions on the biomechanics of the knee joint. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2006;21(5):508-16.

5. Amis AA, Bull AMJ, Lie DTT. The biomechanics of rotatory knee instability and anatomic ACL reconstructions. *Oper Tech Orthop.* 2005;15:29-35.

6. Hemmerich A, van der Merwe W, Batterham M, Vaughan CL. Knee rotational laxity in a randomized comparison of single- versus double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2011;39(1):48-56.

7. Steckel H, Murtha PE, Costic RS, Moody JE, Jaramaz B, Fu FH. Computer evaluation of kinematics of anterior cruciate ligament reconstructions. *Clin Orthop Relat Res.* 2007; 463:37-42.

8. Bedi A, Musahl V, O'Loughlin P, Maak T, Citak M, Dixon P, Pearle AD. A comparison of the effect of central anatomical single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction and double-bundle anterior cruciate ligament reconstruction on pivot-shift kinematics. *Am J Sports Med.* 2010;38(9):1788-94.

9. Harner CD, Giffin JR, Dunteman RC, Annunziata CC, Friedman MJ. Evaluation and treatment of recurrent instability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Instr Course Lect.* 2001;50:463-74.

10. Artis M, McDonald J, Huang TJ, White RP, Shams T, Rangarajan N, Akiyama Okamoto M, Yoshizawa R, Ishikawa H. Development of a New Biofidelic Leg for Use with a Pedestrian Dummy. 2001; IRCOBI.

11. Bellier G, Christel P, Colombet P, Djian P, Franceschi JP, Sbihi A. Double-stranded hamstring graft for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy*. 2004;20(8) :890 -4.

12. McLean SG, Su A, van den Bogert AJ. Development and validation of a 3-D model to predict knee joint loading during dynamic movement. *J Biomech Eng.* 2003;125(6):864-74.

13. Amis AA, Dawkins GP. Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg Br.* 1991;73(2):260-7.

14. Streich NA, Friedrich K, Gotterbarm T, Schmitt H. Reconstruction of the ACL with a semitendinosus tendon graft: a prospective randomized single blinded comparison of double-bundle versus single-bundle technique in male athletes. Knee Surg Sports Traumatol *Arthrosc*. 2008;16(3):232-8.

15. Kondo E, Yasuda K, Azuma H, Tanabe Y, Yagi T. Prospective clinical comparisons of anatomic double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction procedures in 328 consecutive patients. *Am J Sports Med*. 2008;36(9):1675-87.

16. Suggs J, Wang C, Li G. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after ACL reconstruction--a 3D computational simulation. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2003;18(1):35-43.

17. Bergfeld JA, Fu FH, Howell SM, Kurosaka M, Spindler KP. Single- or double-bundle ACL reconstruction: technique vs concept. *Orthop Today*. 2008;28(4):46-52.

18. 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-

19. 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.

20. Musahl V, Bedi A, Citak M, O'Loughlin P, Choi D, Pearle AD. Effect of single-bundle and double-bundle anterior cruciate ligament reconstructions on pivot-shift kinematics in anterior cruciate ligament- and meniscus-deficient knees. *Am J Sports Med*. 2011;39(2):289-95.