Archive of SID

Effect of Soft Neoprene Knee Sleeve on Effective Kinematic Variables on Anterior Cruciate Ligament Tear Risk Factors in Male Wrestlers After Reconstructive Surgery with Hamstring Tendon Autograft

Nokhodchi N[1], Sadeghi H[2], Ebrahimi Takamjani I[3]

Abstract

Purpose: Medicine sport studies have shown that anterior cruciate ligament injury is among the most common sport injuries in many sports such as wrestling. Many wrestlers use neoprene knee sleeve to reduce the number and severity of the knee injuries. In spite of this fact, there is still a doubt about the efficiency of sleeve on reducing of the knee injuries. The main purpose of this study was to investigate the effects of neoprene knee sleeves on effective kinematic variables on anterior cruciate ligament tear risk factors, in male wrestlers after reconstruction with hamstring tendon autograft.

Methods: Eighteen male wrestlers, who have undergone arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft between six to eighteen months before the present study volunteered to participate in this study. Maximum knee flexion and abduction, time to maximum knee flexion and abduction, Knee flexion and abduction in initial contact and peak ground reaction force have been measured with motion analysis system (Simi Motion) and force platform (kistler).

Results: Result of paired T-test showed that the application of the neoprene knee sleeve caused a significant increase in maximum knee flexion, time to maximum flexion and angle of knee flexion in max peak ground reaction force in single leg drop jump ($P<0.05$).

Conclusions: According to the research findings, it can be concluded that neoprene knee sleeves can affect some selected kinematics variables efficient on anterior cruciate ligament tear risk factors and lead to the reduction of the risk of re-injury in wrestler after reconstruction with hamstring tendon autograft.

Key words: Neoprene knee sleeve, Biomechanics, ACL reconstruction, Wrestler

Received: 2017.08.20 Accepted: 2018.05.15

اثر زانوبند نرم نئوپرنی بر متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی در کشتی‌گیران مرد متعاقب جراحی بازسازی از طریق آتوگرافت تاندون همسترینگ

نادر نخودچی[۱]، حیدر صادقی[۲]، اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۳]

هدف: آسیب رباط صلیبی قدامی یکی از آسیب های شایع در بسیاری از ورزش ها از جمله رشته ورزشی کشتی می باشد. یکی از روش های شایع درمان این آسیب، جراحی بازسازی بوسیله Hamstring Tendon Autograft می باشد. بسیاری از ورزشکاران متعاقب جراحی بازسازی و توانبخشی، از زانوبند نئوپرن استفاده می کنند، با این وجود اثر بخشی این نوع زانوبند بر کاهش آسیب مجدد رباط به اثبات نرسیده است. هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر زانوبند نرم نئوپرنی بر برخی متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی در کشتی گیران مرد متعاقب جراحی بازسازی از طریق Hamstring Tendon Autograft می باشد.

روش بررسی: ۱۸ کشتی‌گیر مرد (۱/۹۱±۲۴/۴۴ سال) که همگی در فاصله زمانی شش تا هجده ماه قبل از پژوهش حاضر مورد

www.SID.ir

Archive of SID

جراحی بازسازی قرار گرفته اند، بطور در دسترس به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. متغیرهای منتخب کینماتیکی (حداکثر Flexion و Abduction زانو و زمان رسیدن به حداکثر Flexion و Abduction زانو، میزان Flexion و Abduction زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین و در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین در عمل فرود تک پا) بوسیله دستگاه های پردازش حرکت Simi Motion و صفحه نیرو Kistler مورد اندازه گیری قرار گرفتند.

یافته ها: نتایج آزمون آماری T گروه های وابسته نشان داد که استفاده از زانوبند نئوپرنی سبب افزایش معنی دار حداکثر فلکشن و زمان رسیدن به حداکثر فلکشن زانو و میزان فلکشن زانو در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین گردید ($p<۰/۰۵$).

نتیجه گیری: با توجه به یافته های تحقیق استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی باعث کاهش برخی از ریسک فاکتورهای کینماتیکی مؤثر در بروز آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی می گردد. بنابراین توصیه می شود که کشتی گیران مرد متعاقب جراحی بازسازی و انجام توانبخشی، از زانوبند نئوپرن به منظور کاهش احتمال آسیب مجدد استفاده نمایند.

کلمات کلیدی: زانوبند نئوپرن، بیومکانیک، جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی، کشتی‌گیر

نویسنده مسئول: نادر نخودچی، nadernokhodchi1@yahoo.com، ORCID: 0000-0002-2100-0689

آدرس: خراسان شمالی، بجنورد، دانشگاه بجنورد، دانشکده علوم انسانی، گروه علوم ورزشی

۱- استادیار گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه بجنورد، بجنورد، ایران

۲- استاد گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

۳- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات درمانی ایران، تهران، ایران

مقدمه

مفصل زانو در انجام اعمال مختلف اندام تحتانی اهمیت و نقش بسیار مهمی را بر عهده دارد و در کنار آن نیز از پیچیدگی های متنوعی برخوردار می باشد (۱). در میان عناصر مختلف سازنده مفصل زانو، رباط صلیبی قدامی[1] به خاطر نحوه قرارگیری در مفصل و پیچیدگی های ساختمانی خاص خود و همچنین داشتن گیرنده های عصبی متعدد و متنوع و نیز آسیب پذیری بالای آن مورد توجه خاص قرار گرفته است (۲).

یکی از رشته‌های ورزشی که صدمات مفصل زانو در آن بسیار شایع گزارش شده است رشته ورزشی کشتی است (۳). نشان داده شده است که صدمات زانو جزء آسیب-دیدگی های متداولی است که در هردو سبک آزاد و فرنگی رخ می‌دهد (۴) و آسیب رباط صلیبی قدامی به تنهایی ۲۰ درصد از آسیب های زانو را به خود اختصاص می‌دهد (۵). آسیب به این رباط منجر به درد، عدم ثبات و اختلال در عملکرد ورزشی می‌گردد (۶). بازگشت به عملکرد کامل بعد از آسیب رباط برای اغلب ورزشکارن مشکل است و انجام جراحی در بسیاری از موارد لازم می باشد (۷). هدف از جراحی ایجاد دوباره پایداری مفصل زانو در برابر نیروهای برشی و چرخشی می باشد ولی با این وجود گرافت جایگزین شده، حس را به سیستم حسی حرکتی برنمی‌گرداند که این عامل منجر به نقص در سیستم آوران عصبی می‌شود (۹، ۸). متداول‌ترین روش های جراحی پارگی ACL بازسازی درون مفصلی[2] با استفاده از گرافت‌های مختلف نظیر آتوگرافت[3]، آلوگرافت[4] و گرافت سنتتیک[5] می باشد که امروزه دو روش آتوگرافت تاندون کشککی[6] و آتوگرافت همسترینگ[7] رایج-ترین روش های انتخابی در بازسازی ACL می‌باشند که استفاده از هر روش با مزایا و معایب خاص خودش همراه است به طوری که استفاده از آتوگرافت تاندون کشککی، سبب بروز درد بیشتری در ناحیه قدام زانو بعد از جراحی

[1] Anterior Cruciate Ligament (ACL)

[2] Intra-articular
[3] Autograft
[4] Allograft
[5] Synthetic Graft
[6] Patellar Tendon Autograf
[7] Hamstring Tendon Autograf

www.SID.ir

Archive of SID

شده و نیز سبب سفتی بیشتری در هنگام بازشدن زانو می شود، با این حال این روش استحکام بیشتری به مفصل داده و مقاومت بیشتری در برابر نیروهای وارده بر زانو دارد (۱۰) با این وجود استفاده از اتوگرافت تاندون همسترینگ، علی رغم درمان سریع تر و بروز درد کمتر در مفصل، از احتمال پارگی مجدد بیشتری برخوردار می باشد (۱۱). در ۳۰ سال گذشته ورزشکاران به منظور جلوگیری از وقوع آسیب ACL و نیز متعاقب عمل جراحی بازسازی از وسایل حمایت کننده زانو استفاده کرده اند. این وسایل به چهار دسته اصلی بنام های، اسلیوهای زانو[1] بریس پروفیلاکتیک[2] بریس بازتوانی[3] و بریس عملکردی[4] تقسیم بندی می‌شوند (۱۲). اسلیوهای زانو گروهی از وسایل حمایت کننده مفصل زانو هستند که سبب افزایش دما و فشار در مفصل زانو شده و سبب احساس امنیت بیشتر در مفصل زانوی بیمار می-شوند. اسلیوهای زانو بیشتر به منظور درمان تورم بعد جراحی و سندروم پتلافمورال استفاده می شوند که در این مورد نقش اسلیو کاهش درد می باشد. اسلیوهای زانو از ترکیبات مختلفی مانند نئوپرن، نانو، الاستیک و پشم ساخته می شوند. زانوبندهای نئوپرنی یکی از انواع اسلیوهای زانو هستند که در انواع نرم (حمایت کننده) و سخت (تثبیت کننده) موجود می باشند (۱۴، ۱۳). بسیاری از ورزشکاران به استفاده از زانوبندهای نئوپرنی متعاقب جراحی بازسازی و در حین انجام تمرینات و مسابقات روی آورده‌اند و علت آن را افزایش حس عمقی مفصل زانو و امنیت بیشتر و احساس راحتی بیشتری را حین فعالیت بدنی اعلام داشته اند (۱۵). در این راستا Mortaza و همکاران (۱۷، ۱۶) در تحقیقات خود از طریق آزمون های عملکردی و ایزوکنتیکی به بررسی اثرات زانوبندهای نئوپرنی بر عملکرد ورزشکاران بدون سابقه آسیب مفصل زانو پرداخته و بیان داشتند که استفاده از زانوبندهای نئوپرنی سبب محدودیت عملکرد نمی‌شود و ورزشکاران می توانند ازین نوع زانوبند در حین انجام تمرینات و مسابقات استفاده نمایند. همچنین مطالعه Nokhodchi و همکاران (۱۸) نشان داد که استفاده از زانوبند نئوپرن نه تنها سبب محدودیت عملکرد ورزشکار نمی‌شود بلکه استفاده از آن از طریق بهبود متغیر کینتیکی حداکثر گشتاور عضلات فلکسور زانو سبب بهبود عملکرد ورزشکاران نخبه پس از انجام جراحی بازسازی می‌شود. با این حال اثرات زانوبند بر کاهش ریسک فاکتورهای بروز آسیب مجدد رباط در افرادی که تحت جراحی بازسازی قرار گرفته اند مورد بررسی قرار نگرفته است.

مطالعات گذشته نشان می‌دهد که بیش از ۷۰ درصد آسیب پارگی ACL مربوط به مکانیزم غیر برخوردی بوده است که این مکانیزم به چهار دسته اصلی شامل عوامل آناتومیکی، هورمونی، محیطی و بیومکانیکی طبقه بندی می‌شود (۱۹). با این وجود در بین عوامل برشمرده تنها عوامل بیومکانیکی است که قابل تغییر می باشند (۲۰). گزارش های محققین از آنالیز نوارهای ویدئویی حاکی از آن است که یکی از مهم ترین عوامل غیر برخوردی پارگی ACL در هنگام فرود می باشد (۲۱). متغیرهای بیومکانیکی مورد مطالعه در هنگام فرود به سه طبقه کینتیکی[5] کینماتیکی[6] و الکترومایوگرافی[7] تقسیم می شوند که متغیرهای کینماتیکی که با صدمات رباط مرتبط هستند اغلب شامل تغییرات وضعیت مفصل زانو در هنگام فرود می باشند چنانچه Boden و همکاران (۲۱) بیان داشتند که اغلب آسیب های ACL در حالت نزدیک به اکستنشن کامل زانو و کاهش ناگهانی شتاب در حالت فرود بوده است. همچنین Hewett و همکاران (۲۲) بیان داشتند که از میان متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب ACL حداکثر میزان فلکشن و ابداکشن زانو در حین فرود مهم ترین عوامل تعیین کننده احتمال بروز آسیب ACL می باشند. با این حال مطالعات جدیدتر، میزان فلکشن و ابداکشن زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین و نیز در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین را نیز به عنوان عوامل مؤثر در بروز آسیب پارگی ACL مورد بررسی قرار داده اند (۲۳،۲۴). با توجه به اینکه زانوبندهای نئوپرن ممکن است از طریق ایجاد گرما و فشار و تحریک گیرنده-های مفصلی

[1] Knee Sleeve
[2] Prophylactic Brace
[3] Rehabilitation Brace
[4] Functional Brace
[5] Kinetics
[6] Kinematics
[7] Electromyography

www.SID.ir

Archive of SID

سبب تغییر فعالیت عضلانی شده و بتوانند بر متغیرهای بیومکانیکی مؤثر بر احتمال آسیب رباط صلیبی قدامی اثر گذار باشند (۲۵)، بنابراین در این تحقیق سعی شد که به طور اختصاصی اثر نوعی از زانوبندهای متداول مورد استفاده کشتی‌گیران (زانوبند نرم نئوپرنی) بر متغیرهای کینماتیکی مؤثر بر آسیب پارگی رباط صلیبی قدامی، متعاقب جراحی بازسازی از طریق آتوگرافت تاندون همسترینگ مورد بررسی قرار گیرد تا کشتی‌گیران، مربیان و پزشکان تیم های ورزشی با درک بیشتری از نقش این نوع زانوبند در کاهش عوامل خطرساز بروز آسیب پارگی مجدد گرافت، به استفاده یا عدم استفاده از این نوع زانوبند اقدام نمایند.

روش بررسی

روش تحقیق نیمه تجربی، با طرح تحقیق پیش و پس آزمون و از مدل تأثیرسنجی و از نوع تحقیقات کاربردی می‌باشد. جامعه آماری تحقیق حاضر شامل ۱۹ کشتی‌گیر دو سبک آزاد و فرنگی استان خراسان رضوی با سابقه حداقل سه سال انجام تمرینات منظم کشتی می باشند که در فاصله زمانی شش تا هجده ماه قبل از انجام پژوهش حاضر تحت عمل جراحی بازسازی رباط صلیبی قدامی از طریق آتوگرافت تاندون همسترینگ قرار گرفته اند. این کار از طریق مراجعه به هیأت کشتی و هیأت پزشکی ورزش استان و مصاحبه حضوری و تلفنی با مربیان تیم ها و ورزشکاران صورت گرفته است. با توجه به تعداد ۱۹ نفر جامعه آماری حداقل تعداد ۱۸ نفر نمونه آماری لازم می باشد که تعداد نمونه آماری تحقیق حاضر با این تعداد مطابقت دارد (۲۶). هر یک از آزمودنی‌ها ابتدا پنج دقیقه با دوچرخه ثابت با سرعت ۷۰ دور در دقیقه و مقاومت ۴ درصد وزن بدن و سپس انجام تمرینات کششی عضلات قدام و خلف ران و ساق به صورت کشش ایستا زیر نظر مربی تربیت بدنی، بدن خود را گرم می نمودند (۱۶). سپس هریک از آزمودنی ها فرود تک پا را از سکوی ۳۰ سانتی‌متری با پای جراحی شده روی مرکز صفحه نیرو که در فاصله ۱۵ سانتی متری نسبت به سکو قرار داشت با پای برهنه و در دو حالت بدون زانوبند و با زانوبند نرم نئوپرنی انجام می‌دادند (سه مرتبه با زانوبند و سه مرتبه بدون زانوبند). قبل از انجام تست تمام آزمودنی ها با آموزش هایی در ارتباط با شناسایی پروتکل فرود آشنا می‌شدند. آزمودنی ها روی سکو به حالت راحت، تحمل وزن کامل، ایستاده روی دو پا و با دست های ثابت قرار می‌گرفتند. به آنها آموزش داده شده بود که از روی سکو خودشان را به پایین رها کنند و عمل فرود تک پا را با پای جراحی شده روی صفحه نیرو و در محلی که با رسم شکل روی صفحه نیرو مشخص شده بود انجام دهند و تعادل خود را روی همان پا حفظ کنند. به منظور به حداقل رساندن اثر یادگیری بر نتایج تحقیق، بوسیله قرعه‌کشی تعیین می‌شد که ابتدا کدام افراد در ابتدا باید بدون زانوبند ۳ فرود، و سپس با زانوبند ۳ فرود انجام دهند و کدام افراد ابتدا ۳ فرود با زانوبند و سپس ۳ فرود بدون زانوبند انجام دهند. بین هر تلاش ۲ دقیقه به منظور استراحت و آمادگی آزمودنی و اپراتور آزمایشگاه برای انجام آزمایش بعدی زمان در نظر گرفته شده بود. به منظور سنجش متغیرهای حداکثر میزان فلکشن و ابداکشن زانو[1] زمان رسیدن به حداکثر فلکشن[2] و ابداکشن زانو، میزان زاویه فلکشن و ابداکشن زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین و نیز در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین از سیستم پردازش حرکت (ساخت شرکت SIMI کشور آلمان با دقت ۰/۵ میلی متر حرکت انتقالی و ۰/۵ درجه دوران در فضای ۴*۴ متر) که با یک دستگاه صفحه نیرو Kistler (مدل 9286BA ساخت شرکت Kistler کشور سوئیس با دقت ۱ نیوتن و قابلیت اندازه گیری ۱۰- تا ۱۰+ کیلونیوتن در محورهای x و y و ۱۰- تا ۲۰+ کیلونیوتن در محور Z) همزمان شده بود استفاده گردید. برای جمع‌آوری داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین فرکانس ۱۰۰۰ هرتز در نظر گرفته شد و به منظور ثبت ویدئویی حرکات، دو دوربین عمود بر سطوح Sagittal و Frontal قرار گرفتند و حرکات را با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت نمودند. فرکانس نمونه برداری مورد نظر برای دوربین و صفحه نیرو، شرط تئوری نمونه برداری نایکوئست[3] را که حداقل فرکانس لازم برای نمونه برداری را حداقل دو برابر حداکثر فرکانس حرکت می داند، برای عمل فرود برآورده

[1] Knee abduction
[2] Flexion
[3] Nyquist

www.SID.ir

Archive of SID

می‌کنند. جهت شناساندن فضای فیلمبرداری به نرم افزار پردازش حرکت، یک چارچوب سه بعدی با ابعاد مشخص در صفحات حرکتی مورد نظر قرار گرفت و در ابتدای آزمون تصویرش توسط دوربین ها ضبط شد. نقاطی به فاصله مشخص روی چارچوب نشان گذاری شدند تا در تحلیل ها به نرم افزار پردازش حرکت شناسانده شوند. برای تعیین زوایای مفصل زانو در دو صفحه فرونتال و ساجیتال در حین تصویربرداری از ۶ مارکر بازتابی با قطر ۲۰ میلی متر استفاده گردید. به منظور سنجش زوایای زانو در صفحه ساجیتال مارکرهای بازتابی روی برجستگی بزرگ ران[1] فوق لقمه خارجی ران[2] و قوزک خارجی همچنین به منظور سنجش زوایای زانو در صفحه فرونتال مارکرهای بازتابی روی خار خاصره قدامی فوقانی، نقطه وسط فاصله بین فوق لقمه خارجی و داخلی ران روی کشکک و نیز وسط فاصله بین قوزک خارجی و قوزک داخلی قرار گرفتند (شکل ۱). پس از دریافت اطلاعات خام با استفاده از تکنیک آنالیز باقیمانده، فرکانس برش برای اطلاعات دوربین ۱۰ هرتز و برای صفحه نیرو۵۰ هرتز محاسبه و اطلاعات خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث فیلتر گردید. پس از دریافت اطلاعات خام و فیلتر کردن داده ها، با استفاده از روابط مثلثاتی موقعیت بخش های اندام تحتانی در فریم مرجع مختصات مطلق محاسبه و سپس از طریق تفریق زاویه مطلق اندام پروگزیمال نسبت به دیستال، زاویای نسبی مفصل مورد محاسبه قرار گرفتند (۲۷).

شکل ۱: نقاط اتصال مارکرها و نحوه قرارگیری سکو و صفحه نیرو

به منظور محاسبه زوایای مطلق از فرمول محاسبه Arc tanθ تفاضل لندمارک های آناتومیکی در هر صفحه برای دو سگمنت مجاور محاسبه گردید. زانوبند مورد استفاده در این تحقیق، زانوبند نرم نئوپرنی (با کشکک بسته ساخت شرکت LP کشور ایالات متحده آمریکا) می باشد(شکل ۲).

شکل۲: زانوبند نرم نئوپرنی ساخت شرکت LP

میانگین نتایج متغیرهای کینماتیکی برای هر فرد در هر یک از شرایط مختلف آزمون (با زانوبند و بدون زانوبند) محاسبه و با استفاده از شاخص های گرایش مرکزی و پراکندگی (میانگین و انحراف معیار) مورد توصیف قرار گرفتند. از آزمون آماری شاپیرو-ویلک[3] به منظور تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها و برای تعیین اثرات زانوبند از آزمون T گروه‌های وابسته (زوجی)[4] در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با کمک نرم افزار آماری SPSS نسخه ۱۶ انجام شد.

یافته ها

تمامی ۱۸ نفر نمونه آماری شرکت کننده در تحقیق، موفق به اتمام آزمون های تحقیق حاضر شدند (سن ۲۴/۱±۴۴/۹۱ سال، قد ۱/۷۴±۰/۳۰ سانتی متر، وزن ۷۶/۸±۷۱/۲۷ کیلوگرم). شاخص های گرایش مرکزی و پراکندگی و نحوه توزیع داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو-ویلک نشان دهنده توزیع نرمال داده‌ها می باشد؛ بنابراین از آزمون پارامتریک T گروه های وابسته (زوجی) به منظور بررسی اثر بریس بر متغیرهای کینتیکی مفصل زانو استفاده شده است(جدول ۱).

[1] Greater Trochanter
[2] Lateral Epicondyle
[3] Shapiro-Wilk
[4] Paired t-test

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: شاخص های گرایش مرکزی و پراکندگی متغیرهای کینماتیکی زانو و مقایسه آن ها در دو حالت با زانوبند و بدون زانوبند

متغیر کینماتیکی (متغیر وابسته)	متغیر مستقل	میانگین± انحراف معیار	میزان T	p- مقدار
حداکثر فلکشن زانو (درجه)	بدون زانوبند	۵۷/۱۱±۷۷/۱۳	۴/۴۲۸	<۰/۰۰۱*
	با زانوبند نئوپرن	۶۶/۱۵±۸۸/۵۰		
حداکثر ابداکشن زانو (درجه)	بدون زانوبند	۲±۱۴/۳۲	۱/۹۴	۰/۰۶۹
	با زانوبند نئوپرن	۱۳/۲±۶۱/۸۳		
زمان رسیدن به حداکثر فلکشن زانو (میلی ثانیه)	بدون زانوبند	۲۱/۳±۲۷/۵۴	۵/۴۲۷	<۰/۰۰۱ *
	با زانوبند نئوپرن	۳۳/۹±۸۸/۱۷		
زمان رسیدن به حداکثر ابداکشن زانو(میلی ثانیه)	بدون زانوبند	۱۹/۳±۰۵/۱۸	۰/۵۶۶	۰/۵۷۹
	با زانوبند نئوپرن	۱۸/۳±۹۴/۵۸		
میزان فلکشن در لحظه تماس اولیه پا با زمین (درجه)	بدون زانوبند	۲±۱۹/۷۸	۰/۶۷۸	۰/۵۰۷
	با زانوبند نئوپرن	۱۹/۲±۱۶/۷۹		
میزان ابداکشن در لحظه تماس اولیه پا با زمین(درجه)	بدون زانوبند	۳/۱±۲۷/۴۴	۰/۴۰	۰/۳۶۱
	با زانوبند نئوپرن	۳/۱±۰۵/۳۹		
میزان فلکشن در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین (درجه)	بدون زانوبند	۲۹/۶±۶۱/۳۰	۳/۵۴۹	۰/۰۰۲*
	با زانوبند نئوپرن	۳۳/۶±۸۳/۴۳		
میزان ابداکشن در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین(درجه)	بدون زانوبند	۹/۲±۷۲/۱۳	۰/۴۱۷	۰/۶۸۲
	با زانوبند نئوپرن	۹/۱±۴۴/۸۵		

* تفاوت معنی‌دار در سطح (p<۰/۰۵)

با توجه به جدول ۱، همان طور که مشاهده می شود استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی سبب ایجاد تغییرات معنی-داری در میزان حداکثر فلکشن زانو، زمان رسیدن به حداکثر فلکشن زانو و همچنین میزان فلکشن زانو در لحظه اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌شود (p<۰/۰۵).

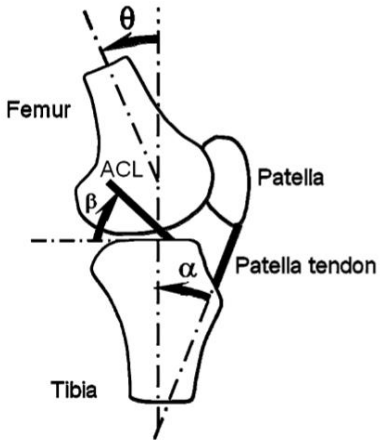
بحث و نتیجه گیری

با توجه به نتایج یافته‌های تحقیق می‌توان بیان داشت که استفاده از زانوبند نئوپرن نرم سبب افزایش حداکثر فلکشن زانو و نیز زاویه فلکشن زانو در لحظه اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام فرود تک پا می‌شود با این وجود استفاده از زانوبند سبب افزایش معنی‌داری در میزان فلکشن زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین نشد. مطالعات گذشته بر ارتباط معکوس بین زاویه فلکشن زانو و فشار وارد بر ACL در عمل فرود تأکید داشته اند. زمانی که زانو در وضعیت فلکشن قرار دارد به علت کاهش نیروی برشی قدامی وارد بر انتهای پروگزیمال تیبیا فشار وارد بر ACL کاهش می‌یابد (۲۸، ۲۷) رابطه بین میزان فشار وارد بر ACL و میزان فلکشن زانو به ارتباط بین زاویه تاندون کشکک با تنه استخوان تیبیا (α) و همچنین به زاویه بالابرنده ACL، (β) مربوط می شود. با توجه به شکل ۳، همان گونه که مشاهده می شود همزمان با افزایش میزان فلکشن زانو (θ) زاویه بین تاندون کشککی و تیبیا (α) کاهش می یابد. بنابراین با فرض اعمال نیروی ثابت از طرف عضله چهارسر ران، زمانیکه میزان فلکشن زانو بیشتر شود نیروی برشی قدامی وارد بر زانو کاهش می‌یابد (۲۸). بنابراین

همزمان با افزایش میزان فلکشن زانو (θ)، زاویه بالابرنده ACL، (β) کاهش می‌یابد بنابراین فشار وارد بر ACL در هنگامی که زاویه افزایش می‌یابد، کاهش می یابد (۲۹). از آنجا که مطالعات متعددی نقصان ادارک حس عمقی مفصل زانو را در افراد دارای آسیب ACL و همچنین متعاقب

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۳: تغییرات فشار وارد بر ACL همزمان با تغییرات میزان فلکشن زانو. همزمان با افزایش فلکشن زانو، کاهش زاویه α سبب کاهش نیروی برشی قدامی می شود. همچنین افزایش فلکشن زانو سبب کاهش زاویه ß شده و در نتیجه سبب کاهش مؤلفه بالابرنده شده و میزان فشار وارد بر رباط کاهش می یابد.

جراحی بازسازی گزارش داده اند (۲۹) و همچنین مطالعات گذشته بر اثرات مثبت زانوبندهای نئوپرنی بر ادراک حس عمقی مفصل زانو تأکید داشته اند به نظر می رسد که استفاده از زانوبند نئوپرن از طریق بهبود ادراک حس عمقی مفصل زانو با ایجاد فشار و گرما در مفصل سبب بازگشت وریدی و لنفاوی شده و این احتمال وجود دارد که سبب فعالیت بهتر گیرنده های حس عمقی مانند گیرنده های Ruffini و Pacini شود (۳۰) که سبب می‌شود فرد در هنگام فرود ادراک فضایی بهتری از زوایای مفصل زانوی خود داشته و فرود بهتری همراه با فلکشن بیشتری در زانو داشته باشد و از این طریق بتواند فشار وارد بر رباط را در هنگام فرود کاهش و ریسک پارگی مجدد گرافت را کاهش دهد. با این وجود نتایج تحقیق حاضر نشان داد که استفاده از زانوبند نئوپرن بر میزان فلشکن زانو در لحظه تماس اولیه پا با زمین اثر گذار نمی باشد که این نتیجه می‌تواند بیان گر این امر باشد که اثرات زانوبند در عمل فرود دارای نقش Feedforward نیست و نمی توان بیان کرد که استفاده از زانوبند به صورت Anticipatory سبب بهبود مانور فرود تک پا شده و سبب کاهش ریسک فاکتورهای بروز آسیب رباط شود. همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد که استفاده از زانوبند سبب افزایش زمان رسیدن به حداکثر فلکشن زانو می‌شود. از آنجا که این متغیر همراه با افزایش میزان فلکشن زانو می‌باشد خود نمی‌تواند بیانگر یک عامل در کاهش خطر آسیب باشد ولی اگر میزان جابجایی زاویه - ای بر زمان جابجایی تقسیم گردد نشانگر سرعت تغییرات فلکشن زانو می باشد. از آنجا که نتایج حاصل تقسیم حداکثر جابجایی زاویه ای بر زمان رسیدن به حداکثر جابجایی زاویه ای نشان می دهد که استفاده از زانوبند نئوپرن سبب کاهش سرعت تغییرات زاویه‌ای فلکشن زانو در عمل فرود تک پا می باشد بنابراین می توان بیان داشت که استفاده از زانوبند علاوه بر دارا بودن اثرات مثبت در میزان فلکشن زانو، از طریق کاهش سرعت زاویه ای سبب انجام فرود نرم تر خواهد شد (۲۳).

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که استفاده از زانوبند نئوپرن بر متغیرهای کینماتیکی زانو در صفحه فرونتال (حداکثر ابداکشن، زمان رسیدن به حداکثر ابداکشن، میزان ابداکشن در لحظه تماس اولیه پا با زمین و در لحظه اوج نیروی عمودی عکس العمل زمین) اثر گذر نمی باشد. از آنجا که در مطالعات گذشته مقدار Valgus زانو در عمل فرود نیز، به عنوان یکی از عوامل مؤثر بر بروز آسیب ACL ذکر شده است و از کاهش مقدار ابداکشن به عنوان یک عامل مؤثر در کاهش احتمال آسیب ACL ذکر شده است (۳۲، ۳۱)؛ با این حال به نظر می رسد که استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی از نظر مکانیکی قابلیت محدود کردن میزان ابداکشن زانو (والگوس) را دارا نیست و نمی تواند از این طریق سبب کاهش احتمال آسیب رباط گردد. از آنجا که تمامی شرکت کنندگان در تحقیق حاضر استفاده از زانوبند نرم نئوپرنی را پس از جراحی و در حین انجام تمرینات ورزشی تجربه کرده بودند، با این حال مدت زمان استفاده ورزشکار از زانوبند تحت کنترل محقق نبوده است که ممکن است میزان استفاده از زانوبند بر نتایج تحقیق اثرگذار باشدکه جزء محدودیت های تحقیق می باشد. با این وجود به منظور بررسی دقیق‌تر اثرات زانوبند نرم نئوپرنی بر ریسک فاکتورهای بروز آسیب پارگی ACL پیشنهاد می شود که

www.SID.ir

Archive of SID

فعالیت الکتریکی عضلات عمل کننده بر مفصل زانو و نیز متغیرهای کینتیکی مؤثر بر بروز آسیب ACL در عمل فرود مورد بررسی قرار گیرند.

با توجه به نتایج تحقیق حاضر می‌توان بیان داشت که استفاده از زانوبند نئوپرن توسط کشتی‌گیران در حین تمرینات و مسابقات، متعاقب جراحی بازسازی می تواند بر برخی از عوامل مؤثر بر احتمال پارگی مجدد گرافت اثرگذار باشد و احتمال آسیب را کمتر نماید. با این حال به نظر می-رسد که اثر زانوبند نئوپرن بر کاهش عوامل خطرزای بروز آسیب پارگی ACL بیشتر به اثرات آن بر بهبود حس عمقی مفصل زانو مرتبط باشد، تا قابلیت مکانیکی زانوبند در حفظ راستای مناسب مفصل زانو.

سپاسگزاری

نویسندگان از تمامی آزمودنی های شرکت کننده در تحقیق که حداکثر همکاری را در انجام تحقیق بعمل آوردند کمال تشکر و قدردانی را دارند. شایان ذکر است تمام نمونه ها فرم رضایت نامه کتبی شرکت در مطالعه را تکمیل و امضاء نموده اند. همچنین این مطالعه دارای کد اخلاق IR.MUMS.REC.1395.482 از دانشگاه علوم پزشکی مشهد می باشد.

منابع

1. Cimino F, Volk BS, Setter D. Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention. Am Fam Physician 2010; 82(8): 917-922.

2. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. J Sci Med Sport 2009; 12(6): 622-627.

3. Pasque CB, Hewett TE. A prospective study of high school wrestling injuries. Am J Sports Med 2000; 28(4): 509-515.

4. Yard E, Comstock R. A comparison of pediatric freestyle and Greco-Roman wrestling injuries sustained during a 2006 US national tournament. Scand J Med Sci Sports 2008; 18(4):491-497.

5. Prodroms C, Han Y, Rogowski J, Joyce B, et al. A meta-analysis of the incidence of Anterior Cruciate Ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury–reduction regimen Arthroscopy 2007; 23(12): 1320-1325.

6. Roos EM. Joint injury causes knee osteoarthritis in young adults. Curr Opin Rheumatol 2005; 17(2): 195 -200.

7. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, Hart JM. Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. Clin Sports Med 2008; 27(3):383-404.

8. Hart JM, Ko JWK, Konold T, Pietrosimione B. Sagittal plane knee joint moments following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. Clin Biomech 2010; 25(4): 277-283.

9. Nyland J, Brosky T, Currier D, Nitz A, et al. Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. J Orthop Sports Phys Ther 1994; 19(1): 2-11.

10. Eriksson E. Hamstring tendons or patellar tendon as graft for ACL reconstruction. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2007; 15(1): 113-114.

www.SID.ir

Archive of SID

11. McRae S, Chahal J, Leiter J, Marx R, et al. Survey study of members of the Canadian orthopaedic association on the natural history and treatment of anterior cruciate ligament injury Clin J Sports Med 2011; 21(3): 249-258.

12. France E, Paulos LE. Knee bracing. J Am Acad Orthop Surg 1994; 2(1): 281-287.

13. Arroll B, Ellis-Pegler E, Edwards A, Sutcliffe G. Patellofemoral pain syndrome: a critical review of the clinical trials on nonoperative therapy. Am J Sports Med 1997; 25: 207-212.

14. Albright J, Powell J, Smith W, Martindale A, et al. Medial collateral ligament knee sprains in college football. Effectiveness of preventive braces. Am J Sports Med 1994; 22(1): 12-8.

15. McNair PJ, Stanley SN, Strauss GR. Knee bracing: effect on proprioception. Arch Phys Med Rehab 1996; 77(3): 287-289.

16. Mortaza N, Ebrahimi Takamjani E, Abdollah V, Jamshidi A, et al. The Effects of Prophylactic Knee Braces on Athletes' Performance RJMS 2009; 16(63): 137-146.

17. Mortaza N, Ebrahimi I, Jamshidi A. The Effects of a Prophylactic Knee Brace and Two Neoprene Knee Sleeves on the Performance of Healthy Athletes PLoS One 2012; 7(11):18-25.

18. Nokhodchi N, Sadeghi H, Ebrahimi Takamjani E, Abassi A. The Effects of Neoprene Knee Brace on Kinetics of Knee Joint of Elite Wrestlers After Anterior Cruciate Ligament Reconstructive Surgery with Hamstring Tendon Autograft PTJ 2016; 6(3): 143-148.

19. McNair P, Marshall R, Matheson J. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. N Z Med J 1990; 103(901): 537-539.

20. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. J Am Acad Orthop Surg 2000; 8(3): 141-150.

21. Boden B, Dean G, Feagin J, Garrett W. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury Orthopedics 2000; 23(6): 573-578.

22. Hewett T, Myer G, Ford K. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes part 1, mechanisms and risk factors. Am J Sports Med 2006; 34(2): 299-311.

23. Chang H, Liu C, Chang B. Effects of bracing on knee kinematics in athletes after anterior Cruciate ligament reconstruction. Int J Sports Med 2011; 4(1): 1-10.

24. Marshall T, Gelber J, Spinder K. Postoperative knee bracing after anterior cruciate ligament reconstruction Oper Tech Sports Med 2015; 24(1): 55-58.

25. Jerosch J, Prymka M. Knee joint proprioception in normal volunteers and patients with anterior cruciate ligament tears, taking special account of the effect of an elastic knee bandage. Arch Orthop Trauma Surg 1996; 115(3): 162-166.

26. Krejcie R, Morgan D. Determining sample size for research activities. Educational and psychological measurement 1970; 30(3): 607-610.

27. Chappell J, Herman D, Knight B, Kirkendall D, et al. effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. Am J Sports Med 2005; 33(7): 312-315.

28. Fleming B, Renstrom P, Beynnon B, Engstrom B, et al. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. J Biomech 2001; 34(2): 163-170.

29. Li G, DeFrate L, Rubash H, Gill T. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. J Orthop Res 2005; 23(2): 340-344.

30. Reed-Jones R, Vallis L. Proprioceptive deficits of the lower limb following anterior cruciate ligament deficiency affect whole body steering control. Exp Brain Res 2007; 182(2): 249-260.

31. Paluska S, Mckeag D. Knee bracing: Current evidence and clinical recommendations for their use. Am Fam Physician 2000; 61(2): 411-418.

www.SID.ir

Archive of SID

32. Paterno M, Schmitt L, Ford K, Rauh M, et al Biomechanical measures during landing and postural stability predict second anterior cruciate ligament injury after anterior cruciate ligament reconstruction and return to sport Am J Sports Med 2010; 38(10): 109-122.

www.SID.ir