

Research Paper

Relationship Between Lower Extremity Anatomical Alignment and Core Muscle Endurance with Maximal Knee Valgus during Landing-Jump in Female Athletes

Sh. Bakhtiari Khou¹, F. Saki²

1. MSc Student in Corrective Exercises, Bu-Ali Sina University

2. Assistant Professor in Corrective Exercises, Bu-Ali Sina University
(Corresponding Author)

Received Date: 2022/06/08

Accepted Date: 2023/01/31

Abstract

The aim of this study was to evaluate the relationship between lower extremity alignment and core endurance with maximal knee valgus during landing-jump in female athletes. This study was cross-sectional correlational research that was conducted in the sports science laboratory at Bu-Ali Sina University. Participants consisted of 44 female athletes aged 16 to 26 years. The knee valgus angle was recorded using video camera during landing jump. Q angle, navicular drop, hip anteversion, tibia torsion, knee hyperextension and core stability endurance were assessed using standard clinical procedures. Data were analyzed by Pearson correlation test. The findings showed that there is a significant relationship between Q angle, endurance of right and left lateral flexor muscles with maximum knee valgus ($P \leq 0.05$). According to results of this study, assessing the Q angle and endurance of the lateral flexor muscles of the trunk can help identify athletes at risk for ACL injury and provide programs for the prevention of lower extremity injuries.

Keywords: Dynamic Knee Valgus, Anterior Cruciate Ligament, Core Stability, Lower Extremity

1. Email: shima.bakhtiari74@gmail.com

2. Email: f_saki@basu.ac.ir



Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 International Public License

Extended Abstract

Background and Purpose

Rupture of anterior cruciate ligament (ACL) is the most common injury among all knee injuries, 70% of which occurs with a non-contact mechanism (1). Non-contact ACL injuries are often caused by poor neuromuscular control, which exposes the athlete's knee joint to the risk of dynamic knee valgus (DKV) (2). DKV is a motor pattern of the lower extremity, potentially comprised of a combination of adduction and internal rotation of the femur, abduction of the knee, anterior tibial translation, external tibial rotation, and ankle eversion. Anatomical variables of lower extremity are reported to be one of the most important predictors of DKV during dynamic activities (3). Dynamic stability of the knee joint in dynamic activities depends on the neuromuscular control of the proximal and distal parts, including trunk control (4). Core muscles are activated before the prime motor of limbs to provide proximal stability for distal motor (5). Although the core muscles do not pass through the knee joint, core stability can adjust the alignment of the lower limb and the loading pattern. A weak and under recruited core may result in inefficient motors and altered postures that can lead to injury. (6). Understanding the relationship between the anatomical features of the lower extremity and the endurance of the core muscles with DKV can help identify people at risk of acute and chronic knee injuries and accelerate the development of knee injury prevention programs. Therefore, the purpose of the present study was to evaluate the relationship between the anatomical alignment of the lower extremity and core muscles endurance with peak knee valgus angle during landing- jump in female athletes.

Materials and Methods

The present study is cross-sectional correlational research that was conducted in the sports science laboratory at Bu-Ali Sina University. Forty-four female athletes (age 20.18 ± 2.81 years; height 166.44 ± 8.31 cm; weight 60.32 ± 8.03 kg; body mass index (BMI) 21.83 ± 3.01 kg m⁻²; sports experience 7.03 ± 3.99 years) who were active in basketball and volleyball sport teams of Hamedan city, participated in the present study. The exclusion criteria consisted of any ligament and meniscus injury in the knee, history of any serious injury in the past six months that required a visit to the doctor and also led to absence from training sessions, fracture or surgery in the trunk and lower extremity, history of pregnancy, mechanical back pain and participating in any exercise program aimed at preventing ACL injury. Clinical evaluations of the lower extremity such as Q angle, navicular drop, hip anteversion, tibia rotation, and knee hyperextension were carried out from the dominant leg (the leg that hits the ball). All measurements were repeated three



times and their average was reported as the final data. McGill's isometric tests were used to measure core stability, and landing-jump test from a 40 cm high step was used to evaluate peak valgus angle of the knee. Descriptive statistics were used to describe the research variables and Shapiro-Wilk test was applied to check the normality of the data. Pearson's correlation test was also used at a significance level of 0.05 to evaluate the relationship between the variables and peak knee valgus angle in the landing-jump task.

Findings

The results of the Pearson correlation test showed that there is a significant relationship between the Q angle and the peak knee valgus angle ($P=0.000$). In addition, a significant relationship was observed between the endurance of right lateral flexor muscles ($P=0.000$) and left lateral flexor muscles ($P=0.000$) with peak knee valgus angle. However, no significant relationship was observed between other research variables with peak knee valgus angle.

Conclusion

The study's findings showed that there is a significant relationship between Q angle and endurance of lateral flexor muscles with peak knee valgus angle in female athletes during landing-jump. These results support the notion that improving neuromuscular control of the trunk may be an effective intervention option to reduce or prevent knee injuries, in addition to modifying malalignment for athletic populations. Strengthening the trunk lateral flexors can prevent the excessive adduction of the femur, which reduces knee valgus angle during dynamic tasks. These findings can help therapists and trainers to identify individuals with a higher risk of knee injuries. Further studies are needed to identify anatomical risk factors and motor disorders/mechanisms for developing PFP during various dynamic tasks such as single-leg and double leg squats.

Article Message

Core muscles weakness and lower extremity malalignment are correlated with increased dynamic knee valgus. Increasing dynamic knee valgus, especially during landing-jump, increases the possibility of knee injuries. Therefore, it is necessary to identify neuromuscular and anatomical risk factors associated with DKV in order to improve knee injury prevention programs.

Keywords: Dynamic Knee Valgus, Anterior Cruciate Ligament, Core Stability, Lower Extremity



References

1. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*. 2010;5(4):234. PMID: PMC3096145.
2. Pappas E, Shiyko MP, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Biomechanical deficit profiles associated with ACL injury risk in female athletes. *Medicine and science in sports and exercise*. 2016;48(1):107. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000750
3. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *Journal of athletic training*. 2011;46(3):246-56. DOI: 10.4085/1062-6050-46.3.246
4. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, McKinley R, Wilson BR, Johnson DL, et al. Relationship of hip and trunk muscle function with single leg step-down performance: implications for return to play screening and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*. 2016;22:66-73. DOI: 10.1016/j.ptsp.2016.05.007
5. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*. 2006;36(3):189-98. DOI: 10.2165/00007256-200636030-00001
6. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clin Sports Med*. 2008;27(3):425-48. DOI: 10.1016/j.csm.2008.02.006



ارتباط راستای آناتومیک اندام تحتانی و استقامت عضلات مرکزی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش در زنان ورزشکار

شیمای بختیاری خوا^۱، فرزانه ساکی^۲

۱. دانشجوی دکتری دانشگاه بوعلی سینا

۲. استادیار، دانشگاه بوعلی سینا همدان (نویسنده مسئول)

تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۱/۰۱

تاریخ ارسال ۱۴۰۱/۰۳/۱۸

چکیده

این مطالعه با هدف ارزیابی ارتباط بین راستای آناتومیک اندام تحتانی و استقامت عضلات مرکزی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش در زنان ورزشکار انجام شد. در این مطالعه مقطعی، ۴۴ زن ورزشکار ۱۶ تا ۲۶ سال شرکت کردند. زاویه والگوس زانو با استفاده از دوربین فیلم برداری طی فرود-پرش ثبت شد. زاویه Q، افت ناوی، آنتی-ورژن ران، چرخش درشتنی و هایپراکستنشن زانو اندازه گیری شد و استقامت عضلات مرکزی با از استفاده از روش های بالینی استاندارد ارزیابی شد. از روش همبستگی پیرسون برای تحلیل داده ها استفاده شد. یافته ها نشان داد بین زاویه Q، استقامت عضلات خم کننده جانبی راست و عضلات خم کننده جانبی چپ با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار وجود داشت ($P \leq 0.05$). براساس نتایج پژوهش، ارزیابی زاویه Q و استقامت عضلات خم کننده جانبی تنه می تواند به شناسایی ورزشکاران در معرض خطر آسیب ACL و ارائه برنامه های پیشگیری از آسیب های اندام تحتانی کمک کند.

واژگان کلیدی: والگوس داینامیک زانو، لیگامان صلیبی قدامی، ثبات مرکزی، اندام تحتانی.

1. Email: shima.bakhtiari74@gmail.com

2. Email: f_saki@basu.ac.ir



مقدمه

آسیب‌های اندام تحتانی رویدادی رایج در جمعیت ورزشکاران است. اغلب آسیب‌های اندام تحتانی در مفصل زانو به وقوع می‌پیوندد. پارگی رباط صلیبی قدامی (ACL)^۱ شایع‌ترین آسیب در میان تمامی آسیب‌های زانو است که ۷۰ درصد با مکانیسم غیربرخوردی روی می‌دهد (۱). آسیب‌های غیربرخوردی ACL در اغلب اوقات ناشی از کنترل ضعیف عصبی-عضلانی است که مفصل زانوی ورزشکار را در معرض خطر والگوس داینامیک زانو (DKV)^۲ قرار می‌دهد (۲). والگوس داینامیک زانو یک الگوی حرکتی سه‌بعدی غیر نرمال شامل اداکشن و چرخش داخلی ران، اداکشن زانو، چرخش داخلی و جابه‌جایی قدامی درشت‌نی و اورژن مچ پا است (۳). والگوس داینامیک زانو نیروهای کششی فزاینده‌ای را بر لیگامان‌ها وارد می‌کند که به آسیب‌های مزمن مانند سندرم درد کشکی رانی و آسیب‌های حاد مانند پارگی رباط صلیبی قدامی به‌خصوص هنگام فرود-پرش منجر می‌شود (۴)؛ بنابراین شناسایی عوامل خطر مرتبط با DKV به‌منظور بهبود برنامه‌های پیشگیری از آسیب ACL ضروری است.

متغیرهای آناتومیک اندام تحتانی یکی از مهم‌ترین عوامل پیش‌بینی‌کننده DKV طی فعالیت‌های پویا گزارش شده است (۵). هرگونه تغییر در راستای اندام تحتانی می‌تواند به کمک یک مکانیسم جبرانی سبب تغییر در سایر سگمنت‌ها و در نهایت به انحراف الگوهای تنش به بخش‌های دیگر منجر شود (۶)؛ به‌عنوان مثال، مطالعات نشان داده‌اند که تغییر در هریک از ویژگی‌های طول، کشش و جهت‌گیری عضلات ران می‌تواند بر بازوهای گشتاور عضلات ران تأثیر بگذارد و زمینه‌ساز والگوس داینامیک زانو شود (۵)؛ با این حال، برخی محققان معتقدند که بین زوایه والگوس زانو با بروز آسیب‌های اندام تحتانی ارتباط معنادار وجود ندارد (۷)؛ درحالی‌که نتایج مطالعه مک‌لین^۳ و همکاران حاکی از ارتباط معنادار بین راستای اندام تحتانی با گشتاور والگوس زانو در لحظه تماس حین فعالیت پرش به پهلو در زنان ورزشکار بود (۸)، اما نتایج مطالعه ویلسون^۴ و همکاران نشان داد، بین قدرت تنه، ران و زانو با زوایه پروجکشن صفحه فرونتال زانو ارتباط معنادار وجود ندارد (۹). با توجه به این نکته که زنان لگن پهن‌تر و طول استخوان ران کوتاه‌تری دارند، مستعد ابتلا به زوایه Q بزرگ‌تر و آسیب ACL هستند (۱۰). زوایه Q نشان‌دهنده جهت بردار نیروی عضلات چهارسر ران در صفحه فرونتال است. افزایش زوایه Q

1. Anterior Cruciate Ligament
2. Dynamic Knee Valgus
3. McLean
4. Willson



ممکن است فرد را در معرض آسیب‌های ناشی از نیروهای برشی و فشاری عضلات چهارسر ران در مفصل زانو قرار دهد (۱۱). گزارش شده است، ارتباط پیش‌بین معناداری بین افزایش آنتی‌ورژن هیپ و افزایش چرخش داخلی ران با زاویه Q در زنان وجود دارد (۱۱). نتایج مطالعه عرب جعفری و همکاران نشان داد، تمرینات ثبات مرکزی و تراباند میزان زاویه Q دانش‌آموزان مبتلا به ژنواروم را افزایش داده است (۱۲). افزایش استقامت در عضلات مرکزی با تقویت عضلات دورکننده و چرخش‌دهنده‌های خارجی ران همراه است که به اصلاح راستای استخوان ران، درشت‌نی و تعدیل زاویه Q منجر می‌شود (۱۲).

ثبات دینامیکی مفصل زانو در حرکات پویا به کنترل عصبی عضلانی بخش پروگزیمال و دیستال از جمله کنترل تنه بستگی دارد (۱۳). عضلات مرکزی جعبه‌ای عضلانی در نظر گرفته می‌شوند؛ به این صورت که عضلات شکم در جلو، راست‌کننده ستون فقرات و سرینی در پشت، دیافراگم در بالا و عضلات کمر بند لگنی و کف لگن در پایین قرار دارند (۱۴). عضلات مرکزی پیش از حرکت اصلی اندام‌ها فعال می‌شوند تا ثبات پروگزیمال را برای حرکت دیستال فراهم کنند (۱۵). ثبات مرکزی ایده‌آل با انقباض طبیعی عضلات آگونیست، آنتاگونیست و کینماتیک ایده‌آل مفاصل اندام‌تحتانی در طول زنجیره حرکتی همراه است (۱۶). عضلات مرکزی از مفصل زانو عبور نمی‌کنند، اما ثبات مرکزی می‌تواند راستای اندام تحتانی و الگوی بارگذاری را تعدیل کند (۱۷). در این راستا، مطالعه‌ای آینده‌نگر نشان داد، افرادی که قدرت عضلات مرکزی کمتری دارند، مقاومت کمتری را در برابر گشتاور چرخش داخلی ران نشان می‌دهند که به افزایش زاویه DKV طی فعالیت‌های تحمل وزن منجر می‌شود (۱۸)، اما مطالعه فلاح محمدی و همکاران نشان داد، بین استقامت و ثبات ناحیه مرکزی بدن با بیومکانیک پرش-فرود ارتباط معنادار وجود ندارد. به نظر می‌رسد، دلیل این یافته تفاوت آزمون‌های استقامت با حرکات عملکردی پویا باشد (۱۹)؛ درحالی‌که پژوهش‌ها نشان داده‌اند، ثبات مرکزی می‌تواند پاسچر و الگوهای حرکتی طی فرود-پرش را اصلاح کند و از بروز الگوهای حرکتی غلط جلوگیری کند (۲۰). مطالعه اورارد و همکاران نشان داد که تقویت قدرت و استقامت عضلات مرکزی به کاهش زاویه چرخش داخلی زانو در طی فرود پرش منجر می‌شود (۲۱). کاهش زاویه چرخش داخلی زانو به همراه کاهش ابداکشن زانو و افزایش فلکشن زانو در لحظه تماس طی فرود-پرش میزان مواجهه افراد با آسیب زانو در ورزش را کاهش می‌دهد (۲۱).

استقامت عضلانی جزئی از ثبات مرکزی است که در حوزه بالینی مدنظر قرار گرفته است و اغلب به‌عنوان یک عامل پیش‌بینی‌کننده آسیب در نظر گرفته می‌شود (۲۲). با وجود اینکه ثبات مرکزی یکی از عوامل مؤثر بر پیشگیری از آسیب‌های ورزشی شناخته شده است، ارتباط استقامت عضلات



مرکزی با افزایش زاویه DKV در جمعیت زنان ورزشکار کمتر مدنظر قرار گرفته است. برنامه‌های مؤثر پیشگیری از آسیب زانو مستلزم درک گسترده عوامل اتیولوژیک، فیزیکی و هر نوع مکانیسم زمینه‌ای است که می‌تواند باعث ایجاد آسیب شود. همچنین درک ارتباط ویژگی‌های آناتومیک اندام تحتانی با DKV ممکن است به شناسایی افراد در معرض خطر آسیب‌های حاد و مزمن زانو کمک کند و به توسعه برنامه‌های پیشگیری از آسیب‌های زانو سرعت دهد؛ بنابراین هدف مطالعه حاضر، ارزیابی ارتباط بین راستای آناتومیک اندام تحتانی و استقامت عضلات مرکزی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش در زنان ورزشکار بود.

روش پژوهش

پژوهش حاضر از نوع مطالعات مقطعی-همبستگی بود که در آزمایشگاه علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا انجام شد. این پژوهش در کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی همدان (IR.UMSHA.REC.1397.823) تأیید شده است. در مطالعه حاضر، ۴۴ زن ورزشکار ۱۶ تا ۲۶ ساله فعال در تیم‌های باشگاهی بسکتبال و والیبال شهر همدان شرکت کردند. حداقل حجم نمونه با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور^۱ نسخه ۳.۱ با توان آماری ۸۰ درصد، سطح معناداری ۰/۰۵ و ضریب همبستگی ۰/۶، ۲۹ نفر محاسبه شد (۲۳). معیارهای ورود آزمودنی‌ها به مطالعه شامل داشتن حداقل چهار سال فعالیت ورزشی باشگاهی در رشته‌های بسکتبال و والیبال، شاخص توده بدنی نرمال (۲۵-۲۰) و شرکت در فعالیت ورزشی اختصاصی به‌طور متوسط سه جلسه در هفته بود. معیارهای خروج آزمودنی‌ها از پژوهش عبارت بودند از: داشتن هرگونه آسیب لیگامانی و منیسک در زانو، سابقه هرگونه آسیب جدی در شش ماه گذشته که نیازمند مراجعه به پزشک بوده باشد و نیز موجب دوری از جلسات تمرینی شده باشد، شکستگی یا عمل جراحی در نواحی تنه و اندام تحتانی، سابقه زایمان، کمردرد مکانیکی و شرکت در هرگونه برنامه تمرینی با هدف پیشگیری از آسیب ACL. همه شرکت‌کنندگان قبل از ورود به تحقیق درمورد هدف کلی و روند اجرای پژوهش اطلاعاتی را دریافت کردند. سپس با تکمیل رضایت‌نامه آگاهانه در مطالعه شرکت کردند. ارزیابی‌های بالینی اندام تحتانی از پای غالب (پایی که به توپ ضربه می‌زند) به شرح زیر به دست آمد. تمام اندازه‌گیری‌ها در سه نوبت تکرار شد و میانگین آن‌ها به‌عنوان داده نهایی گزارش شد.

1. G*Power



زاویه Q: درحالی‌که آزمودنی‌ها در وضعیت طبیعی ایستاده بودند و زانو و لگن‌شان در اکستنشن قرار داشت، زاویه Q با گونیامتر اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری این زاویه، یک خط از خار خاصه‌ای فوقانی-قدامی به مرکز کشکک و سپس خط دیگری از مرکز استخوان کشکک به برجستگی استخوان درشت‌نی رسم شد. زاویه به‌وجودآمده بین دو خط به عنوان زاویه Q ثبت شد (۲۴).

افت ناوی: برای اندازه‌گیری افت ناوی از آزمودنی‌ها خواسته شد تا روی پله‌ای به ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر بنشینند؛ به‌نحوی‌که ران و زانو در فلکشن ۹۰ درجه باشند و مفصل سابتالار در وضعیت خنثی و بدون تحمل وزن قرار داشته باشد. سپس آزمونگر فاصله میان برجستگی ناوی تا سطح زمین را با خط‌کش به میلی‌متر اندازه‌گیری کرد. بعد از آزمودنی خواسته شد تا بایستد و تمام وزنش را روی پای آزمون‌شده قرار دهد. دوباره فاصله میان برجستگی ناوی تا سطح زمین در وضعیت تحمل وزن اندازه‌گیری شد. درنهایت، اختلاف ارتفاع ناوی بین دو وضعیت با و بدون تحمل وزن به‌عنوان مقدار افت ناوی ثبت شد (۵).

آنتی‌ورژن ران: برای اندازه‌گیری آنتی‌ورژن ران، آزمودنی به شکم دراز کشید و زانو در وضعیت ۹۰ درجه فلکشن قرار گرفت. سپس آزمونگر به‌صورت غیرفعال ران آزمودنی را چرخاند تا تروکانتر بزرگ ران با میز معاینه موازی شود. در این وضعیت با استفاده از گونیامتر زاویه بین خط عمود بر میز معاینه و خط بین برجستگی درشت‌نی و مرکز سطح مفصلی درشت‌نی با استخوان‌های مچ پا اندازه‌گیری شد (۲۵).

چرخش درشت‌نی: برای اندازه‌گیری چرخش درشت‌نی از روش اصلاح‌شده استاب‌رگ و همکاران استفاده شد. از آزمودنی خواسته شد تا در وضعیت خوابیده به شکم روی میز دراز بکشد و مفصل زانو را ۹۰ درجه خم کند. سپس وسط پاشنه در سطح کف پا مشخص شد. زاویه بین خط کشیده‌شده از مرکز پاشنه تا وسط پا و خط فرضی که ران را به دو نیمه تقسیم می‌کرد، به‌عنوان زاویه چرخش درشت‌نی با استفاده از گونیامتر اندازه‌گیری و ثبت شد (۲۶).

هایپراکستنشن زانو: هایپراکستنشن زانو در وضعیت ایستاده طبیعی آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. بازوی فوقانی گونیامتر روی برجستگی بزرگ ران قرار داده شد و مرکز آن روی اپی‌کندیل خارجی ران و بازوی متحرک روی قوزک خارجی مچ پا قرار گرفت. سپس زاویه بین ران و ساق پا با گونیامتر اندازه‌گیری شد (۲۷).



آزمون‌های مک‌گیل^۱: برای اندازه‌گیری ثبات مرکزی از آزمون‌های ایزومتریک مک‌گیل استفاده شد (شکل شماره یک). مک‌گیل و همکاران پایایی این آزمون‌ها را ۰/۹۳ تا ۰/۹۸ گزارش کردند (۲۸). آزمون‌ها در سه نوبت و تا آستانه خستگی انجام شد.

آزمون استقامت عضلات خم‌کننده تنه: برای این آزمایش از آزمودنی‌ها خواسته شد تا روی میز معاینه بنشینند و تنه خود را به سطح شیب‌دار ۶۰ درجه‌ای تکیه دهند که پشت آن‌ها قرار داده شده بود. از آزمودنی‌ها خواسته شد تا مفاصل ران و زانو را با زاویه ۹۰ درجه خم کنند و دست‌ها را به صورت ضربدر روی قفسه سینه قرار دهند. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد از زمانی که سطح شیب‌دار به عقب کشیده می‌شود، تا زمانی که می‌توانند وضعیت تنه خود را حفظ کنند. هنگامی که تنه با سطح شیب‌دار تماس پیدا می‌کرد، آزمون به پایان می‌رسید (۲۸).

آزمون استقامت عضلات بازکننده تنه: برای اجرای این آزمون، آزمودنی روی میز معاینه درحالی‌که لگن موازی با لبه میز بود، روی شکم دراز کشید. برای تثبیت پاها و لگن آزمودنی‌ها از استرپ استفاده شد. آزمودنی‌ها از دست‌ها خود که روی صندلی جلوی میز معاینه قرار داشت، برای حمایت از تنه خود استفاده می‌کردند. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد تا دست‌هایشان را از روی صندلی بردارند و تا زمانی که ممکن است تنه خود را در وضعیت افقی موازی با سطح زمین حفظ کنند. مدت زمانی که آزمودنی‌ها می‌توانستند موقعیت خود را حفظ کنند و دست‌هایشان به صندلی مقابل‌شان برخورد نکند، به‌عنوان رکورد هر آزمودنی ثبت شد (۲۸).

آزمون استقامت عضلات خم‌کننده جانبی تنه: این آزمایش در حالی انجام شد که آزمودنی روی میز معاینه به پهلو دراز کشیده بود. از آزمودنی خواسته شد تا پای بالایی را برای حمایت جلوی پای پایینی قرار دهد و سپس لگن خود را از روی زمین بلند کند تا تنها دو تکیه‌گاه ساعد و جانب خارجی پا روی میز قرار داشته باشد. دست دیگر روی قفسه سینه به حالت افقی نگه داشته شد. چنانچه فرد نمی‌توانست بدن خود را در یک راستا حفظ کند یا لگن به میز تماس پیدا می‌کرد، آزمون به پایان می‌رسید. این آزمون برای هر دو سمت بدن به یک شکل انجام شد (۲۸).

1. McGill





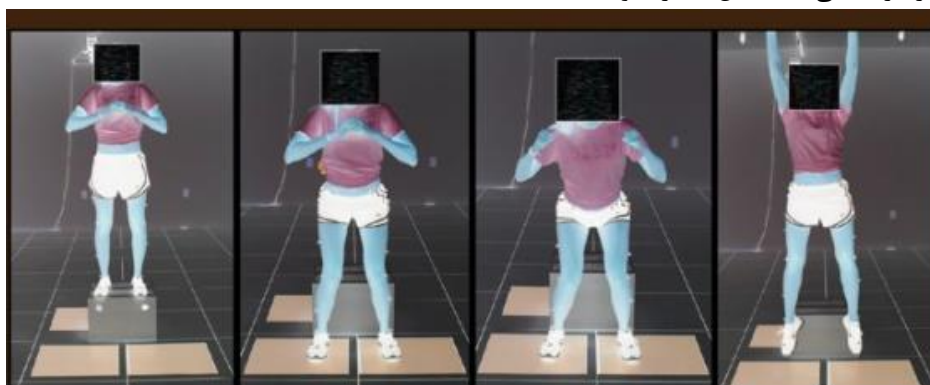
شکل ۱- آزمون‌های مک‌گیل

آزمون فرود-پرش: برای ارزیابی حداکثر والگوس زانو از آزمون فرود-پرش استفاده شد؛ زیرا طبق مطالعه ناگانو^۱ و همکاران، آزمون فرود-پرش بهترین آزمون برای غربالگری ورزشکاران در معرض خطر آسیب ACL است (۲۹). قبل از انجام آزمون، نواحی خار خاصه قدامی-فوقانی سمت چپ و راست، مرکز کشکک، وسط دو قوزک داخلی و خارجی با چهار نشانگر بازتابنده اشعه مادون قرمز مشخص شدند (۳۰). آزمودنی‌ها پیش از اجرای آزمون، گرم کردن عمومی به مدت ۱۰ دقیقه را انجام دادند. در این آزمون، آزمودنی بالای پله‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر ایستاد؛ به نحوی که فاصله بین قوزک‌های داخلی پاها ۳۵ سانتی‌متر بود. از آزمودنی خواسته شد تا روی پای برتر خود فرود آید و سپس حداکثر پرش عمودی را انجام دهد و دست‌ها را شبیه به ریباند بسکتبال بالا آورد. برای اطمینان از دستیابی به حداکثر تلاش، شرکت‌کنندگان تشویق شدند تویی را لمس کنند که از یک نخ ۲۶۰ سانتی‌متری بالاتر از زمین آویزان شده بود. در صورتی که آزمودنی‌ها از روی پله جهش می‌کردند یا پس از اولین فرود نمی‌توانستند پرش عمودی را انجام دهند، کوشش ناموفق در نظر گرفته می‌شد. هر آزمودنی سه کوشش صحیح با فاصله دو دقیقه انجام داد (۳۱). آزمودنی‌ها این آزمون را در برابر دوربین فیلم‌برداری فوجی مدل HS55 ساخت کشور چین که در نمای قدامی قرار داشت، انجام دادند. نحوه محاسبه زاویه والگوس زانو در نرم‌افزار کینوویا^۲ ($ICC=0/89$) به این صورت بود که با بررسی فریم به فریم تصاویر ویدیویی گرفته‌شده، فریمی به عنوان تصویر فرود کامل ثبت شد که آزمودنی در پایین‌ترین ارتفاع (حداکثر والگوس زانو) قرار داشت (۳۲). سپس در این فریم زاویه والگوس براساس زاویه حاده بین دو خطی تعیین شد که از خار خاصه‌ای قدامی-فوقانی به مرکز کشکک و خط عبوری از مرکز کشکک به مرکز قوزک‌ها رسم می‌شد. زوایای به‌دست‌آمده از ۱۸۰ درجه به‌عنوان زاویه راستای زانو در صفحه

1. Nagano
2. Kinovea



فروناتال تفریق می‌شد. اگر مقدار به دست آمده مثبت بود، والگوس و اگر منفی بود، زاویه واروس در نظر گرفته می‌شد (شکل شماره دو).



شکل ۲- مراحل آزمون فرود-پرش

برای توصیف متغیرهای پژوهش از آمار توصیفی و برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. برای ارزیابی ارتباط متغیرها با حداکثر والگوس زانو در تکلیف فرود-پرش، آزمون همبستگی پیرسون به کار رفت. تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار اسپ‌اس‌اس^۱ نسخه ۲۶ در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

نتایج

ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول شماره یک و آمار توصیفی متغیرهای پژوهش در جدول شماره دو گزارش شده است.

1. SPSS



جدول ۱- ویژگی های دموگرافیک آزمودنی ها

Table 1- Demographic characteristics of the subjects

| متغیرها Variable | انحراف استاندارد \pm میانگین $M \pm SD$ |
|--|---|
| سن (سال) Age (Year) | $20/18 \pm 2/81$ |
| قد (سانتی متر) Height (cm) | $166/44 \pm 8/31$ |
| وزن (کیلوگرم) Weight (kg) | $60/32 \pm 8/03$ |
| شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر مربع) BMI (Kg/m ²) | $21/83 \pm 3/01$ |
| سابقه ورزشی (سال) Sports Experience (Year) | $7/03 \pm 3/99$ |

جدول ۲- آمار توصیفی متغیرهای پژوهش

Table 2- Descriptive statistics of research variables

| متغیرها Variables | انحراف استاندارد \pm میانگین $M \pm SD$ |
|--|---|
| حداکثر والگوس زانو (زاویه) Maximum knee valgus (angle) | $12/77 \pm 7/27$ |
| زاویه Q (درجه) Angle Q (degree) | $16/75 \pm 3/17$ |
| افت ناوی (میلی متر) Navi fall (mm) | $7/63 \pm 0/78$ |
| آنتی ورژن ران (درجه) Anti version of thigh (degree) | $11/63 \pm 2/32$ |
| چرخش درشتنی (درجه) Rotation of the tibia (degree) | $14/75 \pm 2/02$ |
| هایپراکستنشن زانو (درجه) Knee hyperextension (degree) | $2/13 \pm 1/40$ |
| استقامت عضلات خم کننده تنه (ثانیه) Endurance of trunk flexor muscles (second) | $76/43 \pm 40/33$ |
| استقامت عضلات بازکننده تنه (ثانیه) Endurance of trunk extensor muscles (second) | $98/34 \pm 32/9$ |
| استقامت عضلات خم کننده جانبی راست (ثانیه) Endurance of the right lateral flexor muscles (second) | $36/63 \pm 16/33$ |
| استقامت عضلات خم کننده جانبی چپ (ثانیه) Endurance of the left lateral flexor muscles (second) | $35/38 \pm 14/91$ |



جدول ۳- نتایج آزمون همبستگی پیرسون برای حداکثر والگوس زانو

Table 3- Pearson correlation test results for maximum knee valgus

| حداکثر والگوس maximum valgus | | متغیرها Variables |
|------------------------------------|---------------------|--|
| همبستگی پیرسون Pearson correlation | مقدار معناداری Sig. | |
| ۰/۵۹ | *۰/۰۰۰ | زاویه Q (درجه) Angle Q (degree) |
| -۰/۱۹ | ۰/۲۱۱ | افت ناوی (میلی متر) Navi fall (mm) |
| -۰/۰۹ | ۰/۵۴۲ | آنتی ورژن ران (درجه) Anti version of thigh (degree) |
| ۰/۱۶ | ۰/۲۷۹ | چرخش درشتنی (درجه) Rotation of the tibia (degree) |
| ۰/۱۴ | ۰/۳۴۰ | هایپراکستنشن زانو (درجه) Knee hyperextension (degree) |
| -۰/۲۶ | ۰/۰۸۸ | استقامت عضلات خم کننده تنه (ثانیه) Endurance of trunk flexor muscles (second) |
| -۰/۱۷ | ۰/۲۵۰ | استقامت عضلات بازکننده تنه (ثانیه) Endurance of trunk extensor muscles (second) |
| -۰/۵۲ | *۰/۰۰۰ | استقامت عضلات خم کننده جانبی راست (ثانیه) Endurance of the right lateral flexor muscles (second) |
| -۰/۵۲ | *۰/۰۰۰ | استقامت عضلات خم کننده جانبی چپ (ثانیه) Endurance of the left lateral flexor muscles (second) |

 $P \leq 0.05$

نتایج آزمون همبستگی پیرسون نشان داد، بین زاویه Q با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار وجود دارد ($P=0/000$). همچنین بین استقامت عضلات خم کننده جانبی راست ($P=0/000$) و عضلات خم کننده جانبی چپ ($P=0/000$) با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار مشاهده شد، اما بین سایر متغیرهای پژوهش با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار مشاهده نشد (جدول شماره سه).



بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر، ارزیابی ارتباط بین راستای آناتومیکی اندام تحتانی و استقامت عضلات مرکزی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش در زنان ورزشکار بود. از نه متغیر بررسی‌شده در مطالعه حاضر، تنها سه متغیر با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار داشتند. نتایج نشان داد، بین زاویه Q و استقامت عضلات جانبی با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار وجود دارد. نتایج مطالعه حاضر نشان داد، بین کاهش استقامت عضلات خم‌کننده جانبی راست و چپ با زاویه والگوس زانو ارتباط معنادار وجود دارد؛ به عبارت دیگر، ورزشکارانی که ثبات مرکزی کمتری دارند، زاویه والگوس بیشتری را طی فرود-پرش نشان دادند که مشخصه‌ی الگوی فرود نامناسب و آسیب‌زا است (۳۳). ضعف در عضلات جانبی تنه باعث فرود با زانوهای صاف می‌شود (۳۴). ثبات مرکزی امکان تولید، انتقال نیرو و همچنین کنترل حرکت در بخش‌های انتهایی زنجیره حرکتی اندام تحتانی را فراهم می‌کند (۳۵). تابس^۱ و همکاران گزارش کردند، عضلات عرضی و مایل شکم بدون توجه به جهت نیروها با عملکرد مرتبط هستند (۳۶). عضلات عرضی و مایل شکم و لیگامان ساکروتوبروس به لایه عمیق فاسیای توراکولومبار متصل هستند (۳۷). در پای فرود، عضلات ران به‌صورت سینرژیک با عضله مربع کمری سمت مقابل فعالیت می‌کنند تا تنه را روی اندام تحتانی تثبیت کنند و نیرو را از اندام تحتانی به لگن و ستون فقرات منتقل کنند (۳۸). حرکات تنه می‌تواند بر گشتاور ابدکتوری و اکستنسوری زانو تأثیر بگذارد و به موقعیت‌های خطرناک مانند DKV منجر شود (۳۹). فرود با حرکت جانبی تنه باعث جابه‌جایی بردار نیروی عکس‌العمل زمین به سمت خارج و افزایش بازوی اهرمی نسبت به مرکز مفصل زانو می‌شود که در نهایت به افزایش گشتاور ابدکتوری زانو منجر می‌شود (۴۰). در چنین شرایطی برای مقابله با حرکت جانبی تنه، حفظ وضعیت عمودی و همچنین تعادل مناسب، سیستم عصبی-عضلانی با فعال کردن عضلات اداکتور ران، گشتاور اداکتوری ران را افزایش می‌دهد (۴۱). در این وضعیت، لیگامان‌های زانو تحت نیروی کششی فزاینده‌ای قرار می‌گیرند و احتمال آسیب ACL افزایش می‌یابد. ناکاگاوا^۲ و همکاران در پژوهشی بیومکانیک تنه و ارتباط آن با کینماتیک ران و زانو را در افراد با و بدون سندرم درد کشکی رانی^۳ (PFPS) بررسی کردند. نتایج نشان داد، بین استقامت عضلات جانبی تنه با ابداکستن زانو در گروه کنترل همبستگی

1. Hodges
2. Nakagawa
3. Patellofemoral Syndrome



منفی معنادار وجود دارد که با نتایج پژوهش حاضر همسوست (۴۲). برنهام^۱ و همکاران نیز گزارش کردند که بین پلانک طرفی با والگوس داینامیک زانو در افراد سالم طی فرود آمدن تک پا همبستگی معنادار وجود دارد (۱۳)؛ با این حال، مظفری پور و همکاران بین استقامت عضلات مرکزی با ابداع زانو همبستگی مشاهده نکردند (۴۳). تفاوت در ویژگی‌های آزمودنی‌ها و نوع تکلیف از دلایل احتمالی تناقض یافته‌های مطالعه حاضر با مطالعه مظفری پور و همکاران است. آزمودنی‌های مطالعه مظفری پور و همکاران را مردان ۱۸-۲۸ سال تشکیل می‌دادند که طی اسکات تک پا بررسی شده بودند (۴۳). در پژوهش حاضر، بین استقامت عضلات خم‌کننده و بازکننده تنه با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش ارتباط معنادار مشاهده نشد که با نتایج پژوهش برنهام و همکاران مغایر است (۱۳). در توجیه این یافته محققان اظهار داشتند که هماهنگی حرکات تنه و لگن توسط عضلات جانبی تنه انجام می‌شود (۴۴).

همچنین نتایج مطالعه حاضر نشان داد، بین زاویه Q با حداکثر والگوس زانو ارتباط مثبت معنادار وجود دارد؛ به عبارت دیگر، با افزایش زاویه Q میزان زاویه ولگوس نیز افزایش می‌یابد. این نتیجه با نتایج پژوهش پارک^۲ و همکاران همسوست (۴۵). راستای مناسب لگن در صفحه فرونتال برای جلوگیری از والگوس داینامیک زانو ضروری است. تغییر در راستای اندام تحتانی ممکن است به تغییر تولید نیرو و الگوی فراخوانی عضلات ران منجر شود (۴۶). مطالعات متعدد نشان داده‌اند، افزایش نیرو در کمپارتمان داخلی مفصل زانو با تغییرات دژنراتیو مانند استئوآرتریت و PFPS همراه است (۴۷). با افزایش زاویه Q فاصله بازوی اهرمی بین مرکز مفصل ران و زانو افزایش می‌یابد؛ در نتیجه ظرفیت عضلات آبدکتور ران برای تولید گشتاور آبداکتوری کاهش می‌یابد (۴۵). این مسئله می‌تواند به افزایش خطر بروز آسیب ACL در ورزشکاران منجر شود. افزایش زاویه Q همچنین ممکن است به پرونیشن بیش از حد پا و افزایش چرخش داخلی درشت‌نی منجر شود و خط کشش کشکک را تغییر دهد و در نتیجه باعث PFPS شود (۴۵). نتایج مطالعه مظفری پور و همکاران مغایر با یافته‌های پژوهش حاضر است. آن‌ها دلیل چنین نتیجه دور از انتظاری را رشد عصبی-عضلانی عنوان کردند که بر اثر تمرین و یادگیری پیش از تست در آزمودنی‌ها به وجود آمده بود (۴۳).

میزان پرونیشن پا با افت ناوی اندازه‌گیری می‌شود (۴۸). براساس زنجیره حرکتی، ترکیب اداکشن و چرخش داخلی ران با ابداع زانو، پرونیشن پا و چرخش درشت‌نی موجب والگوس داینامیک زانو

1. Burnham
2. Park



حین تکالیف فرود-پرش می‌شود (۴۹)، اما نتایج مطالعه حاضر نشان داد، بین چرخش درشت‌نی و افت ناوی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش ارتباط معنادار وجود ندارد. این نتیجه با نتایج مطالعه مظفری‌پور و همکاران در تضاد است. آن‌ها ورزشکاران مرد ۱۹ تا ۲۹ سال را بررسی کرده بودند. همچنین این محققان والگوس زانو را حین اسکات تک‌پا اندازه‌گیری کرده بودند (۴۳)؛ درحالی‌که در تحقیق حاضر فرود-پرش جفت پا بررسی قرار گرفته بود که در مقایسه با اسکات تک‌پا مفاصل اندام تحتانی را کمتر به چالش می‌کشد. زارعی نیز رابطه معناداری را بین افت ناوی با آسیب ACL گزارش کردند (۵۰). دادفر و همکاران بیان کردند، زنان در مقایسه با مردان همبستگی بیشتری بین حرکات مفاصل ران و زانو در صفحات فرونتال و عرضی نشان می‌دهند (۳۳). اعتقاد بر این است که چرخش داخلی ران حرکت محافظتی و جبرانی است تا مفصل زانو طی فعالیت‌های فیزیکی شدید مانند فرود-پرش در وضعیت پایداری باقی بماند (۵۱)؛ بااین‌حال، در مطالعه حاضر بین آنتی‌ورژن ران و هایپراکستنشن زانو با حداکثر والگوس زانو ارتباط معنادار مشاهده نشد. ازجمله دلایل احتمالی تمایز نتایج پژوهش حاضر با مطالعه دادفر و همکاران (۳۳)، تفاوت در جامعه بررسی‌شده، سن آزمودنی‌ها و تکلیف استفاده‌شده است. دادفر و همکاران کینماتیک سه‌بعدی اندام تحتانی را حین راه‌رفتن و فرود تک‌پا در دختران ورزشکار ۱۰ تا ۱۴ ساله مبتلا به والگوس داینامیک زانو بررسی کردند (۳۳). از محدودیت‌های مطالعه، گنجاندن ورزشکاران زن بین سنین ۱۶ تا ۲۶ سال است که تعمیم نتایج این مطالعه را به ورزشکاران مرد یا سایر گروه‌های سنی محدود می‌کند. انجام مطالعات بیشتری بر ورزشکاران مرد نیاز است؛ زیرا الگوهای حرکتی اندام تحتانی بین ورزشکاران زن و مرد متفاوت است. از محدودیت‌های دیگر مطالعه حاضر، دسترسی‌ناداشتن به موشن برای تعیین دقیق حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش بود.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد، بین زاویه Q و استقامت عضلات خم‌کننده جانبی راست و چپ در زنان ورزشکار طی فرود-پرش ارتباط معنادار وجود دارد. تقویت استقامت عضلات جانبی مرکزی از اداکشن بیش از حد استخوان ران جلوگیری می‌کند که موجب کاهش والگوس داینامیک زانو طی تکالیف فرود-پرش می‌شود؛ بنابراین با توجه به نتایج تحقیق حاضر به مربیان ورزشی و فیزیوتراپ‌ها توصیه می‌شود، با غربالگری منسجم، عوامل آناتومیکی را شناسایی کنند که ورزشکاران را مستعد آسیب لیگامان صلیبی قدامی می‌کنند و از تمرینات ثبات مرکزی در طراحی برنامه‌های پیشگیری از آسیب ACL استفاده کنند. علاوه بر این، در طراحی پروتکل‌های ورزشی با هدف کاهش خطر آسیب ACL، به‌جای تمرکز بر حرکات یک مفصل، به مفاصل اندام تحتانی به‌عنوان یک زنجیره کامل توجه کنند.



تشکر و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه مقطع کارشناسی ارشد در دانشگاه بوعلی سینا است. از تمامی شرکت کنندگان در پژوهش که کمال همکاری را داشتند، تشکر و قدردانی می‌کنیم.

منابع

1. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations-update 2010. *North American Journal of Sports Physical Therapy: NAJSPT*. 2010;5(4):234.
2. Pappas E, Shiyko MP, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Biomechanical deficit profiles associated with ACL injury risk in female athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2016;48(1):107.
3. Holden S, Boreham C, Doherty C, Delahunt E. Two-dimensional knee valgus displacement as a predictor of patellofemoral pain in adolescent females. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2017;27(2):188-94.
4. Lee TQ, Yang BY, Sandusky MD, McMahon PJ. The effects of tibial rotation on the patellofemoral joint: assessment of the changes in in situ strain in the peripatellar retinaculum and the patellofemoral contact pressures and areas. *Journal of rehabilitation Research and Development*. 2014;38(5):463-9.
5. Nguyen A-D, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *Journal of Athletic Training*. 2011;46(3):246-56.
6. Sung PS, Zippel JT, Andraka JM, Danial P. The kinetic and kinematic stability measures in healthy adult subjects with and without flat foot. *The Foot*. 2017;30: 21-6.
7. Söderman K, Alfredson H, Pietilä T, Werner S. Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2001;9(5):313-21.
8. McLean SG, Huang X, Van Den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(8):863-70.
9. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2006;38(5):945-52.
10. Hewett TE, Torg JS, Boden BP. Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism. *British Journal of Sports Medicine*. 2009;43(6):417-22.
11. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. *Procedia-Social and Behavioral Sciences*. 2011;15:3349-54.



12. arabjafari z, fatahi H, Shamsehkohan P. The effect of 8 weeks combined exercises (core stability and theraband) on distance of knee medail condyles, Q angle and endurance of core muscles in adolescent students with genu varum. *Journal for Research in Sport Rehabilitation*. 2020;8(15):101-13.
13. Burnham JM, Yonz MC, Robertson KE, McKinley R, Wilson BR, Johnson DL, et al. Relationship of hip and trunk muscle function with single leg step-down performance: implications for return to play screening and rehabilitation. *Physical Therapy in Sport*. 2016;22:66-73.
14. Gringmuth RH, Jackson C. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2000;44(2):125.
15. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine*. 2006;36(3):189-98.
16. Sato K, Mokha M. Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(1):133-40.
17. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. *Clin Sports Med*. 2008;27(3):425-48.
18. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007;35(7):1123-30.
19. Fallah Mohammadi M, Shojaadin s, Amir L, Ebrahimi Takomjani E, Mansour E. Relationship between core stability and strength of some lower extremity muscles, and jump-landing biomechanics using Landing Error Scoring System. *Journal of Applied Exercise Physiology*. 2018;13(26):125-38.
20. Araujo S, Cohen D, Hayes L. Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: a pilot study. *Journal of Human Kinetics*. 2015;45:27.
21. Everard E, Lyons M, Harrison AJ. An examination of the relationship between the functional movement screen, landing error scoring system, and 3d kinematic data during a drop jump task. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2021;35(11):3012-20.
22. Wilkerson GB, Colston MA. A refined prediction model for core and lower extremity sprains and strains among collegiate football players. *Journal of Athletic Training*. 2015;50(6):643-50.
23. de Oliveira Silva D, Briani R, Pazzinatto M, Ferrari D, Aragão F, de Azevedo F. Vertical ground reaction forces are associated with pain and self-reported functional status in recreational athletes with patellofemoral pain. *Journal of Applied Biomechanics*. 2015;31(6):409-14.
24. Weiss L, DeForest B, Hammond K, Schilling B, Ferreira L. Reliability of goniometry-based Q-angle. *PM&R*. 2013;5(9):763-8.



25. Choi B-R, Kang S-Y. Intra-and inter-examiner reliability of goniometer and inclinometer use in Craig's test. *Journal of Physical Therapy Science*. 2015;27(4):1141-4.
26. Daneshmandi H, Saki F. The Study of Static Lower Extremity Alignment in Female Athletes with ACL Injury. *Journal of Exercise Science and Medicine*. 2009;1(1):75-165.
27. Daneshmandi H, Saki F. The study of joint hypermobility and Q angle in female football players. *World Journal of Sport Science*. 2010;3(4):243-7.
28. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999;80(8):941-4.
29. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *The Knee*. 2009;16(2):153-8.
30. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle: normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport*. 2010;11(2):56-9.
31. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt Jr RS, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*. 2005;33(4):492-501.
32. Hamdan M, Ismail SI, Hassan H, Ismail H, Bukry SA, Raja Azidin R. How reliable is kinovea vs. Templo in knee and hip kinematics assessment during side cutting tasks. *Knee*. 2017;2(1):1-2.
33. Dadfar M, Sheikhhoseini R, Jafarian M, Esmaeili A. Lower extremity kinematic coupling during single and double leg landing and gait in female junior athletes with dynamic knee valgus. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2021;13(1):1-10.
34. Mohammadi MF, Sobhani V. The Relationship Between Trunk Muscle Endurance and Three-dimensional Knee Kinematics During Jump-Landing Among Military Personnel. *Journal of Modern Rehabilitation*. 2019;13(3):161-70.
35. De Blaiser C, Roosen P, Willems T, Danneels L, Bossche LV, De Ridder R. Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. *Physical Therapy in sport*. 2018;30:48-56.
36. Tubbs RS, Oskouian Jr RJ, Iwanaga J, Moisi M. *Surgical anatomy of the lateral transpsoas approach to the lumbar spine E-Book*. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 2019.
37. Pool-Goudzwaard A, Vleeming A, Stoeckart R, Snijders C, Mens JM. Insufficient lumbopelvic stability: a clinical, anatomical and biomechanical approach to 'a-specific' low back pain. *Manual Therapy*. 1998;3(1):12-20.
38. Akuthota V, Nadler SF. Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004;85:86-92.



39. Teng H-L, Powers CM. Sagittal plane trunk posture influences patellofemoral joint stress during running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2014;44(10):785-92.
40. Hewett TE, Myer GD. The mechanistic connection between the trunk, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2011;39(4):161.
41. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2005;13(5):316-25.
42. Nakagawa TH, Maciel CD, Serrão FV. Trunk biomechanics and its association with hip and knee kinematics in patients with and without patellofemoral pain. *Manual Therapy*. 2015;20(1):189-93.
43. Mozafaripour E, Seidi F, Minoonejad H, Mousavi SH, Bayattork M. Can lower extremity anatomical measures and core stability predict dynamic knee valgus in young men? *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2021;27:358-63.
44. MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of Biomechanics*. 1993;26(6):633-44.
45. Park S-K, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics*. 2011;26(4):392-6.
46. Sigward SM, Havens KL, Powers CM. Knee separation distance and lower extremity kinematics during a drop land: implications for clinical screening. *National Athletic Trainers' Association, Inc*; 2011, pp. 471-5.
47. Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VM, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006;34(11):1844-51.
48. Bonci CM. Assessment and evaluation of predisposing factors to anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*. 1999;34(2):155.
49. Bell DR, Oates DC, Clark MA, Padua DA. Two-and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting. *Journal of Athletic Training*. 2013;48(4):442-9.
50. Zarei M. The relationship between static lower extremity alignment and injuries in adolescent soccer players. *Research in Sport Medicine and Technology*. 2016;14(12):59-70.
51. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *Journal of Orthopaedic & Sports physical Therapy*. 1987;9(4):160-5.



ارجاع دهی

بختیاری شیما، ساکی فرزانه. ارتباط راستای آناتومیک اندام تحتانی و استقامت عضلات مرکزی با حداکثر والگوس زانو طی فرود-پرش در زنان ورزشکار. مطالعات طب ورزشی. زمستان ۱۴۰۱؛ ۱۴(۳۴)، ۷۰-۴۹.

شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2023.12910.1609

Bakhtiari Khou Sh, Saki F. Relationship Between Lower Extremity Anatomical Alignment and Core Muscle Endurance with Maximal Knee Valgus during Landing-Jump in Female Athletes. Sport Medicine Studies. Winter 2023;14 (34): 49-70. (Persian).
Doi: 10.22089/SMJ.2023.12910.1609

