Sport Medicine Studies **Volume 12, No 28, 2021, Page 203-232**

Research Paper

Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control

P. Fadaei Dehcheshmeh[1], F. Gandomi[2]

1. MSc, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran.
2. Assistant Professor, Department of Sports Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Razi University, Kermanshah, Iran (Corresponding Author).

Received Date: 2021/06/07 **Accepted Date: 2021/08/10**

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of lumbopelvic control (LPC) weakness on the symmetry of foot pressure distribution, vertical ground reaction force (GRF) and postural sways of athletes with frequent landings. In this case-control study, 34 professional players participated. The LPC was assessed by Knee Lift Abdominal, Bent Knee Fall Out, Active Straight Leg Raising and PRONE tests by Pressure Biofeedback Unit. Based on the results, participants were divided into two groups: appropriate LPC (n=17) and poor LPC (n=17). Foot pressure data were collected using PT-scan. The results showed that there was a significant difference between the mean scores of the foot pressure distribution symmetry, depth force, second peak force, area of sways, anterior-posterior and medial-lateral sways. Thus, poor LPC affects the symmetry of the foot pressure, GRF and the postural sways of athletes with frequent landings; therefore, it can be a risk factor for lower limb injuries.

Keywords: Motor Control, Biofeedback Pressure, Lower Extremity Injuries, Kinematic

1. Email: p.fadaei2018@gmail.com
2. Email: gandomi777@gmail.com

Extended Abstract

Objectives

Lumbopelvic control is the ability to move or stabilize the lumbar-pelvic-thigh area in response to internal or external disturbances (1). The use of strengthening, stabilizing and controlling the lumbopelvic set is suggested in injury prevention programs (2). It has also been reported that the stability of the body in the central region affects the function of the lower extremities and the weakness of this region can predict the occurrence of lower extremity injuries (3). Hence, the lumbopelvic region has been considered to be a central area of the body with the possibility of poor production, transmission and control of force and movement throughout the motor chain (4). Therefore, the study hypothesized that poor lumbopelvic control could potentially affect lower extremity injury indicators including percent force distribution, pressure symmetry index. The vertical force of ground reaction and postural sway in athletes, especially in athletes with frequent landings.

Materials and Methods

In this cross-sectional case-control study, 34 professional female athletes in the sports of basketball, volleyball and handball from the professional and second leagues of Kermanshah city participated in the study as a statistical sample. The statistical sample size of the current study was based on the study of Almazán et al. using G*Power software considering a statistical power of 0.80, a significance level of 0.05, an effect size of 1.19 and as sampling loss of 20%. The total number of subjects was 34 (5). To avoid evaluator bias, subjects were purposefully, rather than randomly, divided into two case groups based on the results of four lumbopelvic control tests after the floor pressure distribution tests were performed i.e. the group with poor lumbopelvic control (n=17) (pressure change $> \left|\pm 8\right|$ from the prespecified baseline pressure (40 or 70 mm Hg) in lumbopelvic control tests) and the control group, i.e. the group with good lumbopelvic control (n = 17) (pressure change$\leq \left|\pm 8\right|$ of baseline pressure, with similar mean age, height and weight. After each subject entered the laboratory, the procedure was explained to her in detail. Next, each test was performed three times to become familiar with the study tests. Lumbopelvic control was assessed using a high-pressure biofeedback device through four tests (Knee Lift Abdominal (KLAT), Bent Knee Fall Out (BKFO), Active Straight Leg Raising (ASLR) and PRONE. To collect the data for foot pressure distribution, postural sways and vertical ground reaction force, PT scan foot pressure distribution device was used (Paya-Mashhad technologists-made in Iran). Then, a T-independent sample test was used to compare the means between the two groups in terms of homogeneity of demographic characteristics and study variables.

Findings

The results showed that the means of four lumbopelvic control tests were compared between the two groups using an independent t-test. It was found that there was a significant difference between the two groups in terms of comparison of mean score for KLAT test (P = 0.05, t (32) = 34.13, lower =9.71, upper =13.27), BKFO test (P = 0.05, t (32) =6.61, lower =4.43, upper =8.37), ASLR test (P = 0.05, t (32) = 7.79, lower = 5.25, upper = 8.97) and PRONE test (P = 0.05, t (32) =9.28, lower =8.91, 1upper =13.91).

Moreover, the results of the independent sample t-test indicated that the mean percentage of force distribution and symmetry index in both legs and in the static position was significantly different between the subjects in the two groups with proper and poor lumbopelvic control (p=0.05, t (32) =13.12 lower =6.21, upper =13.67); Individuals with poor lumbopelvic control had a higher percentage of pressure distribution on the superior leg. Also, the percentage of symmetry index in people with poor lumbopelvic control was less than the average of 50%, which indicates an increase in pressure distribution on the superior leg (P = 0.05, t (32) = 6.51, lower =8.91 upper= 294.27)

In addition, the results of the independent t-test in the study of the vertical force for the ground reaction between the two groups with proper and poor lumbopelvic control demonstrated that there was a significant difference between the two groups in the superior leg (P≥0.05) as the mean peak of depth force (P = 0.05, t (32) = 2.35, lower = -15.71, upper = -219.27) and the second force peak (P = 0.05, t (32) = -2.22, lower = -25.31, upper = -29427)

Another finding of the research in the study of postural fluctuations between the two groups with proper and poor lumbopelvic control in three positions: open-legged pair, closed-legged pair and open-eyed single-legged represented that there was a significant difference in the mean anterior-posterior oscillations between the two groups in the internal-external oscillations in the position of open-eyed both-legged (P≤0.05). Besides, the mean range of internal-external fluctuations in the position of the pair of feet with closed eyes was significantly different between the two groups (P≤0.05). In addition, the mean range of anterior-posterior oscillations, in the open-eyed single-legged, was significantly different between the two study groups (P≤0.05).

Conclusion

The aim of the present study was to evaluate the status of lumbopelvic control in professional athletes and to compare the pressure symmetry index between dominant and non-dominant legs, vertical ground reaction force and postural sways in athletes with good and poor lumbopelvic control. The findings

represented that poor lumbopelvic control could disrupt the symmetry of pressure and force distribution in professional athletes and expose them to lower extremity injuries. Poor lumbopelvic control can also increase the vertical force of ground reaction, impair lower limb function and affect a professional athlete's performance. In addition, poor lumbopelvic control increases postural sways in three-legged standing positions with open and close eyes; this ultimately impairs lower limb function and exposes athletes to lower limb injuries.

Keywords: Movement Control, Biofeedback Pressure, Lower Limb Injury, Kinematics

References

1. Chaudhari AM, McKenzie CS, Borchers JR, Best TM. Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2011;25(8):2127-32. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820f5075
2. Padua DA, DiStefano LJ, Hewett TE, Garrett WE, Marshall SW, Golden GM, et al. National Athletic Trainers' Association position statement: prevention of anterior cruciate ligament injury. Journal of athletic training. 2018;53(1):5-19. https://doi.org/10.4085/1062-6050-99-16
3. De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, Vanden Bossche L, Danneels L, Roosen P. Impaired core stability as a risk factor for the development of lower extremity overuse injuries: a prospective cohort study. The American journal of sports medicine. 2019;47(7):1713-21. https://doi.org/10.1177%2F0363546519837724
4. Gilmer GG, Washington JK, Dugas JR, Andrews JR, Oliver GD. The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. Journal of sport rehabilitation. 2019;28(2):196-204. https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276
5. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. Journal of clinical medicine. 2020;9(8):2647. https://doi.org/10.3390/jcm9082647

مطالعات طب ورزشی دوره ۱۲، شماره ۲۸، پاییز و زمستان ۱۳۹۹. صص ۲۳۲-۲۰۳

مقالۀ پژوهشی

تقارن توزیع فشار کف پایی، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای با کنترل کمری–لگنی مطلوب و ضعیف

پریا فدایی ده چشمه[1]، فرزانه گندمی[2]

۱. کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران.
۲. استادیار، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران (نویسندۀ مسئول)

تاریخ ارسال۱۴۰۰/۰۳/۱۷ تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۵/۱۹

چکیده

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف‌پایی، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و نوسانات پاسچر ورزشکاران دارای فرود مکرر بود. در این مطالعۀ مورد- شاهد، ۳۴ بازیکن حرفه‌ای شرکت نمودند. کنترل کمری-لگنی آزمودنی‌ها، با تست‌های بالاآوردن مستقیم پا، فلکشن همزمان زانو و ران، چرخش جانبی مفصل ران و آزمون دمر به‌وسیلۀ دستگاه بایوفیدبک‌پرشر ارزیابی شد. شرکت‌کننده‌ها براساس نتایج این تست‌ها در دو گروه کنترل کمری-لگنی مطلوب (n=۱۷) و ضعف کنترل کمری-لگنی (n=۱۷) قرار گرفتند. داده‌های توزیع فشار کف‌پایی با استفاده از دستگاه پی-تی اسکن جمع-آوری شدند. یافته‌ها نشان داد بین میانگین نمرات تقارن توزیع فشار کف‌پایی، نیروی عمق، نیروی اوج دوم، محدوده نوسانات، نوسانات قدامی-خلفی و نوسانات داخلی-خارجی تفاوت معناداری وجود دارد. بنابراین ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف‌پایی، نیروی عکس‌العمل عمودی زمین و نوسانات پاسچر ورزشکاران با فرود مکرر اثرگذار است و می‌تواند عامل خطری در وقوع آسیب‌های اندام تحتانی باشد.

واژگان کلیدی: کنترل حرکتی، بایوفیدبک‌پرشر، آسیب اندام تحتانی، کینماتیک.

1. Email: p.fadaei2018@gmail.com
2. Email: gandomi777@gmail.com

مقدمه

کنترل کمری-لگنی، به توانایی تحرک یا تثبیت ناحیه کمری-لگنی در پاسخ به اغتشاشات[1] داخلی یا خارجی گفته می‌شود (۱). در واقع، ثبات ناحیه کمری-لگنی به یکپارچگی ساختارهای غیرفعال و کنترل عصبی-عضلانی پویای مناسب وابسته بوده (۲) و با وجود این‌که ساختارهای غیرفعال درجاتی از ثبات این ناحیه را بر عهده دارند؛ اما عمدهٔ کنترل کمری-لگنی به عهدهٔ ساختارهای عضلانی و کنترل عصبی-عضلانی است (۳). کنترل تغییر یافته کمری لگنی، چرخش مفصل ران را محدود می‌سازد، انتقال نیرو در زنجیره حرکتی را مختل می‌نماید و در نتیجه استرس بیشتری به مفاصل فوقانی و تحتانی زنجیره حرکتی وارد می‌کند (۴).

اخیراً، توجه به نقش ساختارهای پروگزیمال در عملکرد بیومکانیکی اندام تحتانی و ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی معطوف شده است. مجموعه‌ای از شواهد نشان می‌دهد که قدرت عضلات کمپلکس کمری-لگنی-رانی برای کنترل آداکشن مفصل ران، چرخش داخلی استخوان ران و حرکت بالقوه بخش دیستال زنجیره حرکتی ضروری است (۵). به‌طوری‌که نتایج یک مطالعه مروری نشان داده است که پرونیشن پا به عنوان یک ریسک فاکتور در آسیب‌های ناشی از بیش تمرینی اندام تحتانی، با کاهش فعالیت عضله سرینی میانی و بی‌ثباتی کمپلکس کمری-لگنی-رانی مرتبط است (۶). پرات[2] و همکاران، از جمله محققینی بودند که در این رابطه مطالعه و گزارش نمودند که ایجاد ثبات کمری-لگنی سبب کاهش استرین عضلات اندام تحتانی شد و با کاهش آسیب‌های زانو، کشاله ران و درد پشت همراه است. علاوه بر آن، ضعف عضلات ناحیه کمری لگنی می‌تواند سبب تغییر در دامنهٔ حرکتی مچ پا، نرخ بارگذاری و نیروی عکس العمل زمین‌شود (۷) که این خود می‌تواند ریسک وقوع آسیب‌های اندام تحتانی را به مراتب افزایش دهد. بنابراین، می‌توان عنوان نمود که اختلال در کنترل کمری-لگنی، ممکن است به‌طور غیر مستقیم سبب ایجاد حرکات غیر طبیعی در ستون فقرات و لگن شود و در نتیجه با افزایش ریسک وقوع آسیب‌های اندام تحتانی همراه باشد (۸).

از سویی دیگر، کف پا با توجه به ساختار آناتومیکی و موقعیت قرارگیری آن، تأثیر کلیدی در انتقال نیروهای جلو برنده و نقش عملکردی تعیین کننده‌ای در عملکرد بهینه اندام تحتانی دارد. در واقع ساختار پا هنگام فعالیت‌های عملکردی از طریق حرکات مفصل تحت قاپی با سطوح و ناهمواری‌های زمین سازگار شده و در نتیجه به حفظ تعادل بدن کمک می‌کند. بنابراین توجه به کف پا به عنوان تنها عضو ارتباط دهندهٔ بدن با زمین و مرز مشترک توزیع نیرو بین اندام تحتانی و زمین، به عنوان یک پیش بین آسیب مهم و ضروری است (۹). بنابراین به نظر می‌رسد که، توزیع نامناسب نیروهای

1. Perturbation
2. Perrot

کف پایی و هر گونه تغییر در الگوی توزیع فشار کف پایی بتواند سبب ظهور حرکات غیرطبیعی و اعمال استرس در ساختارهای اندام تحتانی شود و بنابراین در بروز اختلال در عملکرد عضلات و وقوع آسیب‌ها مؤثر واقع گردد.

بر اساس یافته‌های مطالعات پیشین، فاکتورهایی چون نیروی عمودی عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری و پرش-فرودهای مکرر، فاکتورهای خطرساز در بروز آسیب‌های اندام تحتانی به‌ویژه آسیب رباط صلیبی قدامی هستند. نرخ بارگذاری، شیب منحنی نیروی عکس العمل زمین در راستای عمودی تا زمان رسیدن به اولین قله تعریف شده است. این در حالی است که، تکنیک فرود نیروی برخوردی۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن ایجاد نموده و تکرار نیروهای برخوردی در ورزش‌های دارای پرش-فرود مکرر، احتمال بروز آسیب بافت‌های نرم اطراف مفصل را افزایش می‌دهد (۱۰). به‌طور کلی و بنابر نتایج مطالعات پیشین، احتمالاً عملکرد بهینهٔ کمپلکس کمری-لگنی-رانی و ثبات مطلوب این ناحیه بتواند بر نحوه قرارگیری کف پا روی زمین، وضعیت توزیع فشار کف پایی و نیروهـــای عکس العمل زمـــین در حرکاتی چون فرود اثرگذار باشد (۱۱). از آن‌جایی که عضله سرینی میانی به عنوان یکی از عضلات مهم کنترل کمری-لگنی معرفی شده است (۱۲)؛ بنابراین ضعف کنترل کمری-لگنی می‌تواند با ضعف عضله سرینی میانی همراه باشد و این خود می‌تواند سبب آداکشن و چرخش داخلی مفصل ران و وقوع ولگوس داینامیک زانو و هایپرپرونیشن مچ پا و تغییر الگوهای توزیع فشار کف پایی گردد که تمامی الگوهای ذکر شده پتانسیل وقوع آسیب‌های اندام تحتانی را افزایش می‌دهند. عدم تقارن در توزیع بار هنگام راه رفتن، دویدن و تغییر جهت‌های ناگهانی، نیز به‌عنوان فاکتوری مهم و مرتبط با افزایش نرخ وقوع آسیب مطرح شده است؛ به‌طوری‌که عدم تقارن توزیع فشار بین دو اندام تحتانی از دلایل ایجاد آسیب‌هایی از جمله التهاب فاشیای کف‌پایی، سندروم درد قسمت میانی ساق پا یا شکستگی فشاری سر استخوان‌های کف پایی در ورزشکاران گزارش شده است (۱۳).

بنابر موارد ذکر شده و با توجه به شیوع آسیب‌های اندام تحتانی در بین ورزشکاران حرفه‌ای، به ویژه ورزشکاران دارای فرود مکرر، هزینه‌های کلان درمان و توانبخشی و از همه مهم‌تر از دست دادن ورزشکارانی که نقش کلیدی برای مربیان دارند؛ متخصصین و پژوهشگران را در دهه‌های اخیر به سمت یافتن استراتژی‌های پیشگیرانه سوق داده است. با توجه به نقش مهم کنترل عصبی-عضلانی ناحیه کمری-لگنی در عملکرد زنجیره حرکتی اندام تحتانی، ثبات کمپلکس کمری-لگنی-رانی در قرارگیری مطلوب پا درون سطح اتکا و این‌که تاکنون در این زمینه مطالعه‌ای انجام نشده؛ لذا پژوهشگران در این مطالعه در صدد آزمون فرضیات ذیل برآمدند: ۱). کنترل ضعیف ناحیه کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پایی ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد؛ ۲). کنترل ضعیف ناحیه

کمری-لگنی بر میزان نیروی عمودی عکس العمل زمین در ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد؛۳). کنترل ضعیف ناحیه کمری-لگنی بر نوسانات پاسچر ورزشکاران حرفه‌ای اثر معناداری دارد.

روش پژوهش

آزمودنی‌های مطالعه

در این مطالعه مقطعی مورد-شاهد ارزیاب کور، ۳۴ بازیکن حرفه‌ای خانم (کیلوگرم) ۱۳/۳۷±۶۶/۷۹=وزن؛ (سانتی‌متر) ۷/۲۳ ±۱۷۳/۵=قد؛ (سال) ۳/۲۹ ±۱۸/۲۹=سن) در رشته‌های بسکتبال، والیبال و هندبال لیگ حرفه‌ای و دسته دوم شهرستان کرمانشاه، به عنوان نمونه آماری در مطالعه شرکت نمودند. حجم نمونه آماری مطالعه حاضر بر اساس پژوهش المزن[1] و همکاران توسط نرم افزار جی-پاوور[2]با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸۰، سطح معناداری ۰/۰۵، اندازه اثر ۱/۱۹، با احتساب ۲۰٪ ریزش نمونه گیری تعداد کل آزمودنی‌ها ۳۴ نفر تعیین گردید (۱۴). برای پیشگیری از سوگیری ارزیاب، پس از انجام تست‌های توزیع فشار کف‌پایی، آزمودنی‌ها به طور هدفمند و غیرتصادفی براساس نتایج چهار تست کنترل کمری- لگنی، در دو گروه مورد (Case)، یعنی گروه دارای اختلال کنترل کمری-لگنی (n=۱۷) (تغییر فشار | ۸± | ≥ از فشار پایه از پیش تعیین شده (۴۰ یا ۷۰ میلی متر جیوه) در آزمون‌های کنترل کمری- لگنی) و گروه کنترل یعنی گروه بدون اختلال در کنترل کمری-لگنی(n=۱۷) (تغییر فشار | ۸± | < از فشار پایه، با میانگین سن، قد و وزن مشابه قرار گرفتند (۱۵). ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها، در جدول ۱ آورده شده است.

معیارهای ورود آزمودنی‌ها به مطالعه: شامل ورزشکاران حرفه‌ای با رنج سنی ۱۷ تا ۲۵ سال در رشته‌های ورزشی (بسکتبال، هندبال، والیبال)، عضو تیم ملی و لیگ کشوری با حداقل سه سال تجربه در مسابقات کشوری، بدون آسیب‌دیدگی طی ۶ ماه گذشته، عدم شرکت در تمرینات توانبخشی و تمرین درمانی در ۶ ماه گذشته، عدم وجود سابقه آسیب دیدگی طی ۶ ماه گذشته در ناحیه تنه و اندام تحتانی، عدم وجود سابقه جراحی در ناحیه کمر، نداشتن بیماری التهابی ستون فقرات، عدم وجود هر گونه پاتولوژی و ناهنجاری در ناحیه کمری-لگنی و عدم وجود ناهنجاری و دفورمیتی در پا و اندام تحتانی بود. پس از تکمیل فرم رضایت نامه کتبی آگاهانه و توضیح روند انجام پژوهش و اهداف مورد نظر، تست‌های تکمیلی انجام شد. این مطالعه در بازۀ زمانی شهریور ماه ۱۳۹۹ تا آبان ماه ۱۳۹۹ در آزمایشگاه توان بخشی ورزشی دانشگاه رازی انجام گردید. طرح پژوهش حاضر در کمیته اخلاق دانشگاه رازی بررسی و مجوز اجرای آن صادر شد

1. Almazán
2. G*Power (Ver. 3.1, Heinrich Heine University, Düsseldorf, Germany)

(IR.RAZI.REC.1399.007). آزمودنی‌ها با رضایت آگاهانه در مطالعه حاضر شرکت نمودند و پروتکل اجرای کار هیچ تعارضی با بیانیه اخلاق در پژوهش هلسینکی نداشت. از آن‌جا که این مطالعه در طی بیماری همه گیر کووید-۱۹ انجام شد، همه آزمودنی‌ها قبل از مراجعه به آزمایشگاه دانشکده، ابتدا به مرکز بهداشت دانشگاه ارجاع داده شدند و در صورت مشاهده علائم غیرطبیعی مانند درجه حرارت بالای بدن (> ۳۷) یا هیپوکسی (۹۳٪ >) از مطالعه حذف شدند. افراد به صورت جدا و با فاصلهٔ زمانی خاص نوبت دهی شدند و پس از خارج شدن هر فرد از آزمایشگاه، محیط با الکل ۷۰٪ کاملاً ضد عفونی شد.

روش کار

پس از ورود هر آزمودنی به آزمایشگاه، با استفاده از ترازوی دیجیتال (سکا، ساخت کشور آلمان) وزن شدند و قد آنها نیز به طور ایستاده، بدون کفش، سر با وضعیت طبیعی، شانه، کفل‌ها و باسن در تماس با دیوار به‌وسیله قد سنج (سکا، ساخت کشور آلمان) اندازه گرفته شد. شاخص توده بدنی با تقسیم وزن (کیلوگرم) بر قد (متر مربع) اندازه‌گیری شد. سپس توضیحات کاملی از روند انجام کار به آزمودنی‌ها داده شد. در ادامه برای آشنا نمودن با تست‌های مطالعه هر آزمون را سه مرتبه انجام می‌دادند. کنترل کمری-لگنی با دستگاه بایوفیدبک پرشر[1] و به وسیلهٔ چهار تست ارزیابی گردید. به منظور جمع آوری داده‌های توزیع فشار کف‌پایی، نوسانات پاسچر و نیروی عمودی عکس العمل زمین از دستگاه توزیع فشار کف‌پایی پی-تی اسکن[2](پایا-فناوران مشهد-ساخت کشور ایران) استفاده شد.

آزمون‌های کنترل کمری-لگنی

الف. آزمون فلکشن زانو و ران[3]: آزمودنی در حالت خوابیده به‌پشت، زانوها خم و کف‌پا برروی زمین قرار گرفت. کیسه بایوفیدبک پرشر به‌صورت افقی زیر ستون فقرات کمری و لبه پائین کیسه در سطح خار خاصره فوقانی خلفی قرار گرفت. فشار پایه بایوفیدبک پرشر این آزمون روی ۴۰ میلی‌متر جیوه تنظیم شد، سپس از آزمودنی خواسته تا یک پا را از روی تشک بلند کند، به‌طوری که مفصل هیپ و زانو به ۹۰ درجه فلکشن برسند و برای۴-۶ ثانیه در همین وضعیت نگه دارد (۱۵) (شکل۱-الف).

ب. آزمون چرخش جانبی مفصل ران[4]: آزمودنی در حالت خوابیده به پشت قرار گرفته، کیسه دستگاه به‌صورت عمودی در زیر ستون فقرات کمری و لبه تحتانی کیسه در ۲ سانتی متری قسمت

1. Biofeedback Pressure (Stabilizer®, Chattanooga Group, Inc., Hixson, TN, USA)
2. PT-Scan
3. Knee Lift Abdominal (KLAT)
4. Bent Knee Fall Out (BKFO)

کودال خار خاصره خلفی فوقانی در طرف پایی که آزمون را انجام داده شد، قرار گرفت. سپس یک حوله رول شده در زیر ستون فقرات کمر در قسمتی که پا مستقیم روی زمین بود، قرار گرفت. از آزمودنی خواسته شد که زانوی طرفی که کیسه قرار داشت را۱۲۰ درجه فلکشن دهد و به‌آرامی هیپ را تقریباً به ۴۵ درجه آبداکشن و لترال روتیشن ببرد و دوباره به‌حالت شروع برگرداند. زانوی دیگر در وضعیت خنثی و پا روی سطح زمین به‌صورت افقی قرار گرفت (۱۶، ۱۵) (شکل ۱-ب).

ج. آزمون بالا آوردن مستقیم پا[1]: آزمودنی به پشت خوابیده وکیسه دستگاه بایوفیدبک پرشر به‌صورت افقی زیر ستون فقرات کمری و لبه پائین کیسه دستگاه در سطح خار خاصره فوقانی خلفی قرار داده شد. فشار پایه بایوفیدبک روی ۴۰ میلی‌متر جیوه تنظیم گردید. سپس از آزمودنی خواسته شد، یک پا را به‌صورت مستقیم به‌اندازه ۲۰cm بالا آورد و ۲۰ ثانیه نگه دارد. حداکثر تغییر فشار خوانده شده از روی عقربه دستگاه، به‌عنوان حرکات کنترل نشده کمری-لگنی ثبت شد (۱۷) (شکل ۱-ج).

د. آزمون دمر[2]: آزمودنی به‌صورت دمر خوابیده و کیسه بایوفیدبک پرشر بین خار خاصره قدامی فوقانی[3]و ناف قرار گرفت. قبل از شروع هر انقباضی کیسه به‌میزان ۷۰ میلی‌متر جیوه تنظیم شد و سپس از آزمودنی خواسته شد تا از دیواره شکم خود نفس بکشد. پس از دو تنفس نرمال و تنظیم کیسه بادی دوباره به‌میزان ۷۰ میلی‌متر جیوه، از آزمودنی خواسته شد تا با بازخورد کلامی سه انقباض را انجام دهد. این انقباض بدین صورت بود که بدون این‌که ستون فقرات کمر و لگن خود را حرکت دهد، شکم را به داخل ببرد و ناف را به ستون فقرات نزدیک کند و در همان وضعیت به‌مدت ۱۰ ثانیه حفظ کند (۱۶) (شکل ۱-د).

ترتیب آزمون‌ها به طور تصادفی انجام شد. از یک کرونومتر دستی (BAT CR2032، ساخت کشور چین) برای سنجش مدت زمانی (ثانیه) که افراد موقعیت‌ها را در آزمون‌های بالا آوردن مستقیم پا و آزمون دمر حفظ می‌کردند، استفاده شد. برای کنترل موقعیت‌های شروع ران و زانوها در طول آزمون فلکشن زانو و ران و آزمون چرخش خارجی ران، از یک گونیامتر بازو بلند ساده (مجموعه گونیامتر، گامات پویان، ایران) با ۳۶۰ درجه استفاده شد.

ارزیابی کنترل کمری-لگنی به وسیه چهار آزمون بالا آوردن مستقیم پا، آزمون دمر، آزمون چرخش خارجی ران و آزمون فلکشن همزمان زانو و ران، به منظور طبقه بندی آزمودنی‌ها در دو گروه کنترل کمری-لگنی مطلوب و کمری-لگنی ضعیف، بدین صورت بود که حداکثر انحراف فشار، از

1. Active Straight Leg Raising (ASLR)
2. PRONE
3. ASIS

فشار پایهٔ از پیش تعیین شده (۴۰ یا ۷۰ میلی متر جیوه) در حین هر آزمایش ثبت شد. چنان‌چه میانگین تغییرات فشار هر چهار آزمون برای هر فرد بیش‌تر از ۸± میلی‌متر جیوه بود (فشار |±۸| ≤ انحراف از فشار پایه ۴۰ یا ۷۰ میلی‌متر جیوه)، به عنوان حرکات کنترل نشده کمری-لگنی و اختلال در نظر گرفته می‌شد. همچنین اگر میانگین تغییرات فشار چهار آزمون برای هر فرد کمتر از ۸± میلی‌متر جیوه بود (فشار انحراف از فشار پایه ۴۰ یا ۷۰ میلی‌متر جیوه) به‌عنوان کنترل کمری-لگنی مطلوب در نظر گرفته شد. ضریب پایایی آزمون‌های کنترل کمری-لگنی (۸۶/۹۰-۰/۰) گزارش شده است (۱۷، ۱۵).

شکل۱- آزمون‌های کنترل کمری-لگنی: الف، تست KLAT؛ ب، تست BKFO؛ ج، ASLR؛ د، تست PRONE

ارزیابی توزیع فشار کف پایی

به منظور جمع آوری داده‌های توزیع فشار کف‌پایی، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر از دستگاه توزیع فشار کف‌پایی پی تی اسکن[1](پایا-فناوران مشهد-ساخت کشور ایران) استفاده شد (این دستگاه دارای گواهینامه تکرارپذیری ۰/۸۵ نسبت به دستگاه توزیع فشار زبریس[2] ساخت کشور آلمان توسط دانشگاه شهید بهشتی است) (شکل ۲). این دستگاه دارای یک صفحه مانیتور و یک صفحه اندازه‌گیری فشار به مساحت ۵۰ × ۵۰ سانتی متر مربع است که دارای ۲۳۰۰ حس‌گر و فرکانس نمونه‌گیری آن ۱۶۵ هرتز است (۱۸). در تست استاتیک، آزمودنی‌ها با راهنمایی مسئول آزمایشگاه با پای برهنه به‌صورت دو پا بر روی منطقه مشخص شده بر روی صفحه دستگاه فشار کف‌پایی قرار می‌گرفتند و دست‌ها به‌صورت آویزان در کنار بدن قرار داشت. سپس به منظور حذف اثر آزمون، به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا در تمام مدت اجرای آزمون به نشانگر با قطر ۱۰ سانتی‌متری که در فاصله ۲ متری از بیمار بر روی دیوار قرار داشت و مطابق با قد هر فرد و پاسچر طبیعی آزمودنی تنظیم می‌شد، نگاه کنند. هر آزمون به‌مدت ۲۰ ثانیه، ۳ تکرار و با ۲ دقیقه استراحت بین هر تکرار اجرا گردید و در نهایت میانگین این سه تکرار به عنوان داده نهایی جهت تجزیه و تحلیل آماری تعیین شد. علاوه بر آن، برای جلوگیری از هرگونه تنش ناخواسته در عضلات و اندام‌ها از فرد خواسته شد تا چند عمل دم و بازدم انجام دهد. در مدت انجام تست هیچ بازخورد کلامی به فرد داده نشد. همچنین لازم به ذکر است که قبل از ارزیابی متغیرهای توزیع فشار دستگاه توسط مسئول آزمایشگاه کالیبره می‌شد. جهت اندازه‌گیری شاخص تقارن[3] کف‌پایی بین دو پا، از معادله (۱) و شاخص تقارن بین قسمت جلو و عقب پا از معادله (۲) استفاده شد و در نرم افزار اکسل نسخه ۲۰۱۶ محاسبه گردید (۱۹).

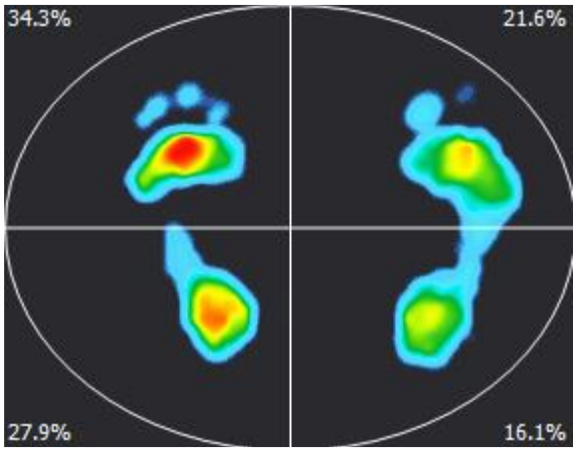
$$SI=\frac{\text{فشار پای برتر}}{\text{فشار پای برتر+فشار پای غیر برتر}} \times ۱۰۰ \quad :(\text{معادله ۱})$$

$$SI=\frac{\text{فشار جلوی پا}}{\text{فشار جلوی پا+فشار عقب پا}} \times ۱۰۰ \quad :(\text{معادله۲})$$

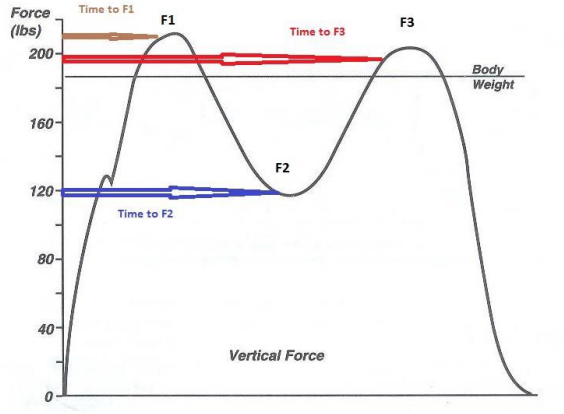
برای ارزیابی نیروی عمودی عکس العمل زمین ، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به صورت عادی در مسیر دستگاه توزیع فشار شروع به راه رفتن معمولی کنند، حین حرکت از روی دستگاه، یک قدم میانی انتخاب و داده‌های آن ثبت شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که در حین قدم برداشتن با الگوی

1. PT-Scan
2. Zebris
3. Symmetry Index (SI)

همیشگی مسیر را طی کنند. معیارهای مورد بررسی شامل زمان تماس (زمان کل استانس)، میزان حداکثر نیروهای عمودی اجزاء اول، عمق و دوم و نیز مدت زمان لازم برای رسیدن به این اجزاء بود (شکل۳).



شکل ۲- توزیع فشار کف پایی در تعادل استاتیک



شکل ۳- نمودار نیروی عمودی عکس العمل زمین و محاسبه زمان رسیدن به پارامترهای آن

تجزیه و تحلیل داده‌ها

ثبت اطلاعات مربوط به نیروی عمودی عکس العمل زمین، توزیع فشار و تغییرات مرکز فشار با استفاده از نرم افزار نصب شده روی سیستم متصل به دستگاه در سه موقعیت استاتیک، داینامیک و

نوسانات مرکز فشار انجام شد. از شاخص‌های مربوط به سنجش مرکز فشار و بیضی اطمینان ۹۵درصد، برای تعیین میزان تفاوت در تغییرات مرکز فشار استفاده شد. جهت محاسبه تقارن توزیع فشار بین دو اندام برتر و غیر برتر، چنان‌چه مقدار محاسبه شده مساوی با ۰/۵بود، نشان دهنده تقارن کامل بین پاها است. اگر مقدار به دست آمده کمتر از ۰/۵ بود، بیانگر درصد بیشتر نیرو در پای برتر و اگر مقدار به‌دست آمده بیشتر از ۰/۵ بود، بیانگر درصد بیشتر نیرو در پای غیر برتر است. نسبت ایده‌آل تناسب نیروها در قسمت عقب و جلوی پا ۶۶ به ۳۳ (۶۶/۳۳) است که از فرمول ۲ محاسبه شد (۱۹). اگر مقدار محاسبه شده مساوی با ۰/۳۳نشان دهنده وضعیت مطلوب توزیع نیرو بین قسمت جلو و عقب پا و اگر کمتر از ۰/۳۳بود بیان‌گر افزایش نیرو در قسمت پاشنه و عقب پا است و اگر بیشتر از ۰/۳۳ بیانگر افزایش نیرو در قسمت جلو پا و پنجه است (۱۹). برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم افزار اس.پی.اس.اس[1] نسخه ۲۶ استفاده شد. سطح معناداری و فاصله اطمینان برای تجزیه و تحلیل کلیه داده‌ها به ترتیب ۰/۰۵ و ۹۵٪ در نظر گرفته شد. ابتدا از آزمون شاپیروویلک به منظور اطمینان از نرمال بودن داده‌های مربوط به متغیرها و ویژگی‌های دموگرافیک و از آزمون لون به منظور بررسی همگنی واریانس‌ها، استفاده گردید. سپس از آزمون تی-مستقل جهت مقایسه میانگین‌ها بین دو گروه از نظر همگن بودن خصوصیات دموگرافیک و متغیرهای مطالعه استفاده شد. جهت بررسی اندازه اثر از فرمول زیر استفاده و براساس d-کوهن، مقادیر تفسیر شدند: d<۰/۲ ، کوچک و d<۰/۵ متوسط و d<۰/۸ بزرگ در نظر گرفته شد.

$$Eta = \frac{t^2}{t^2 + (n1 + n2 - 2)}$$

نتایج

در این مطالعه مورد- شاهدی، ورزشکاران در دو گروه ۱۷ نفره با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعف کنترل کمری-لگنی قرار گرفتند. پس از بررسی مفروضه‌های مطالعه و برقراری پیش فرض-های آمار پارامتریک[2] در بخش اول ویژگی‌های دموگرافیک، سابقه ورزشی و مدت زمان فعالیت طی یک هفته آزمودنی‌ها ارائه شده و تفاوت بین دو گروه توسط آزمون آماری تی-مستقل ارائه شده است (جدول ۱).

1. SPSS (SPSS Inc., Chicago, USA)
2. P >۰/۰۵, Shapiro-Wilks Test, P>۰/۰۵ ؛ Levin's Test

جدول ۱- مشخصات دموگرافیک و سابقه ورزشی آزمودنی‌ها (n=۳۴).

متغیرها	کنترل کمری-لگنی مطلوب (n=۱۷) انحراف استاندارد± میانگین	کنترل کمری-لگنی ضعیف (n=۱۷) انحراف استاندارد± میانگین	*P-value
سن(سال)	۱۸/۲۹ ± ۴/۱۰	۱۸/۲۹ ± ۲/۴۱	۱/۰۰
وزن(کیلوگرم)	۶۵/۸۲ ± ۹/۲۵	۶۷/۷۶ ± ۱۶/۷۹	۰/۶۲
قد(سانتی‌متر)	۱۷۳/۷۶ ± ۶/۲۴	۱۷۳/۲۳ ± ۸/۲۶	۰/۸۴
شاخص توده بدنی(کیلوگرم بر متر مربع)	۲۱/۷۲ ± ۲/۴۷	۲۲/۲۳ ± ۴/۱۳	۰/۶۶
مدت زمان فعالیت در هفته (ساعت)	۵/۵۵ ± ۲/۱۴	۵/۲۷ ± ۱/۹۲	۰/۶۷
سابقه ورزشی (سال)	۷/۱۷ ± ۱/۸۱	۷/۴۷ ± ۲/۴۱	۰/۷۹

***: سطح معناداری P< ۰/۰۵**

در ادامه میانگین‌های مربوط به چهار آزمون کنترل کمری-لگنی بین دو گروه، با استفاده از آزمون آماری تی-مستقل مقایسه شد و مشخص شد بین دو گروه از نظر مقایسه میانگین‌ها برای تست KLAT (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۱۳/۳۴، lower= ۹/۷۱، upper=۱۳/۲۷)، تست BKFO (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۶/۶۱، lower= ۴/۴۳، upper=۸/۳۷)، تست ASLR (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۷/۷۹، lower= ۵/۲۵، upper=۸/۹۷) و تست PRONE (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۹/۲۸، lower= ۸/۹۱، upper=۱۳/۹۱) تفاوت معناداری وجود دارد (جدول ۲).

جدول ۲- مقادیر مربوط به ارزیابی وضعیت کنترل کمری-لگنی آزمودنی‌های مطالعه (n=۳۴).

آزمون‌های کنترل کمری-لگنی (mmHg)	کنترل کمری-لگنی مطلوب (n=۱۷) انحراف استاندارد± میانگین	کنترل کمری-لگنی ضعیف (n=۱۷) انحراف استاندارد± میانگین	P- value
KLAT	۳/۷۶±۲/۹۹	۱۰/۱۷±۲/۶۵	*۰/۰۰۱
BKFO	۲/۹۴±۲/۱۳	۱۴/۴۷±۲/۸۵	*۰/۰۰۱
ASLR	۳/۷۶±۲/۹۹	۱۰/۸۸±۲/۲۸	*۰/۰۰۱
PRONE	۶/۳۵±۳/۲۵	۱۷/۷۶±۳/۸۸	* ۰/۰۰۱

***: سطح معناداری P< ۰/۰۵.**

به علاوه، نتایج آزمون آماری تی-مستقل نشان داد که میانگین درصد توزیع نیرو و شاخص تقارن در هر دو پا و در حالت استاتیک بین آزمودنی‌های دو گروه تفاوت معناداری داشته است (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۱۳/۱۲، lower= ۶/۲۱، upper=۱۳/۶۷)؛ به‌طوری که افراد دارای ضعف کنترل کمری لگنی درصد بیشتری از توزیع فشار را بر روی پای برتر داشتند. همچنین درصد شاخص تقارن در افراد با کنترل کمری-لگنی ضعیف از میانگین ۵۰ درصد کمتر است که نشان دهنده افزایش توزیع نیرو بر روی پای برتر است (P=۰/۰۵، t(۳۲)= ۶/۵۱، lower= ۸/۹۱، upper=۱۸/۶۷) (جدول ۳).

جدول۳- اطلاعات مربوط به درصد توزیع نیرو و شاخص تقارن در هر دو پا در دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف.

	درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین هر دو پا¥	درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین جلو و عقب پا در پای برتر *	درصد شاخص تقارن توزیع فشار بین جلو و عقب پا در پای برتر *
کنترل کمری لگنی ضعیف (n=۱۷)	۰/۴۳	۰/۴۲	۰/۳۶
کنترل کمری لگنی مطلوب (n=۱۷)	¥۵/۰	۰/۵۱	۰/۴۵

¥ اگر مقدار محاسبه شده شاخص تقارن مساوی با SI=۰/۵ باشد، نشان دهندهٔ تقارن کامل بین پاها است.

*** اگر مقدار محاسبه شده شاخص تقارن مساوی با ۰/۳۳نشان دهنده وضعیت مطلوب توزیع نیرو بین قسمت جلو و عقب پا است.**

همچنین نتایج آزمون آماری تی-مستقل نشان داد که میانگین اوج نیروی عمق (P=۰/۰۵، ۲/۳۵-
=t(۲۸)، ۱۵/۷۱- =lower، ۲۱۹/۲۷-=upper) و اوج نیروی دوم (P=۰/۰۵، ۲/۲۲- =t(۲۸)، ۲۵/۳۱-
=lower، ۲۹۴/۲۷-=upper) در پای برتر بین دو گروه تفاوت معناداری داشته است (P≤۰/۰۵) (جدول ۴).

جدول ۴- مقایسه وضعیت نیروی عکس العمل زمین بین دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف.

اندام	نیروی عمودی عکس العمل زمین	کنترل کمری‌لگنی مطلوب (n=۱۷)	کنترل کمری‌لگنی ضعیف (n=۱۷)	P-value
پای برتر	مدت زمان تماس با زمین(میلی‌ثانیه)	۴۸/۹۳ ± ۱۸/۶۱	۴۷/۸۶ ± ۱۳/۸۹	۰/۸۶۰
	اوج نیروی اول	۷۵۵/۴۷ ± ۱۰۱/۳۳	۸۶۹/۷۴ ± ۲۳۳/۲۵	۰/۰۹۳
	نیروی عمق	۵۹۶/۷۳ ± ۷۳/۰۹	۷۱۳/۹۹ ± ۱۷۹/۱۰۶	*۰/۰۲۶
	اوج نیروی دوم	۶۶۲/۶۵ ± ۹۴/۰۵	۸۱۶/۲۱ ± ۲۴۹/۸۳	*۰/۰۳۴
پای غیر برتر	مدت زمان تماس با زمین(میلی‌ثانیه)	۱۴/۲۳ ± ۳/۶۷	۱۳/۰۳ ۳±/۳۶	۰/۷۳۱
	اوج نیروی اول	۷۵۸/۴۵ ± ۱۴۵/۲۰	۸۴۰/۲۵ ±۲۱۳/۴۵	۰/۲۳۰
	نیروی عمق	۶۱۵/۲۴ ± ۱۳۹/۰۱	۶۸۲/۵۰± ۱۵۸/۳۱	۰/۲۲۷
	اوج نیروی دوم	۷۱۱/۸۶ ± ۱۳۰/۷۴	۸۳۱/۸۸ ± ۱۹۱/۱۶	۰/۰۶۵

*: **سطح معناداری P<۰/۰۵.**

مقادیر برحسب میانگین ± انحراف استاندارد می باشند.

یافته دیگر این مطالعه نشان داد که میانگین نوسانات قدامی-خلفی و نوسانات داخلی-خارجی، در حالت جفت پا با چشمان باز بین دو گروه تفاوت معناداری وجود داشته است (P≤۰/۰۵). همچنین میانگین محدوده نوسانات داخلی-خارجی، در حالت جفت پا با چشمان بسته بین دو گروه تفاوت معناداری داشت (P≤۰/۰۵). علاوه بر آن، میانگین محدوده نوسانات قدامی-خلفی، در حالت تک پا با چشمان باز، بین دو گروه مطالعه تفاوت معناداری داشت (P≤۰/۰۵) (جدول ۵) .

جدول۵- مقادیر مربوط به نوسانات پاسچر و مرکز فشار در حالت دو پا با چشمان باز و بسته و تک پا دو گروه با و بدون کنترل کمری لگنی(n=۳۴)

اندام	شاخص‌های مرکز فشار	کنترل کمری‌لگنی مطلوب (n=۱۷)	کنترل کمری‌لگنی ضعیف (n=۱۷)	P-value
دو پا چشمان باز	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	۳۸۶/۶۷ ۱۳۴±/۱۱	۶۸۷/۹۱ ± ۳۶۶/۸۲	۰/۰۱۴*
	نوسانات قدامی-خلفی (SD_y)	۵/۹۷±۲/۰۹	۸/۰۹ ± ۲/۶۹	۰/۰۴۳*
	نوسانات داخلی-خارجی(SD_x)	۳/۶۳ ± ۰/۷۰	۵/۱۶ ±۲/۵۴	۰/۰۵۰*
	طول مسیر جابه‌جایی مرکزفشار	±۵۲/۲۲۸ ۵۰/۷۴	۲۴۴/۵۵ ± ۵۳/۶۱	۰/۴۹۴
	میانگین سرعت نوسانات	۱۱/۴۲ ± ۲/۵۳	۱۲/۲۲ ± ۳/۰۷	۰/۴۹۴
دو پا چشمان بسته	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	۵۶۰/۴۹ ± ۲۵۱/۲۲	۹۳۰/۵۹ ± ۵۸۲/۶۹	۰/۰۵۰*
	نوسانات قدامی-خلفی (SD_y)	۶/۷۹ ± ۱/۶۹	۷/۸۳ ± ۲/۶۵	۰/۲۶۵
	نوسانات داخلی-خارجی(SD_x)	۴/۸ ± ۲/۰۱	۷/۲۵ ±۳/۰۲	۰/۰۳۴*
	طول مسیر جابه‌جایی مرکزفشار	۲۶۷/۵۴ ± ۵۸/۵۶	۲۸۸/۲۱ ± ۷۴/۱۷	۰/۴۵۷
	میانگین سرعت نوسانات	۱۳/۳۷ ± ۲/۹۲	۱۴/۴۱ ±۳/۷۰	۰/۴۵۷
تک پا چشمان باز	محدوده نوسانات (میلی متر مربع)	۹۶۶/۳۳ ± ۲۶۶/۵۶	۱۵۵۹/۷۹ ± ۸۵۵/۵۷	۰/۰۱۹*
	نوسانات قدامی-خلفی (SD_y)	۹/۰۷±۱/۷۴	۱۳/۰۷ ± ۵/۰۳	۰/۰۰۷*
	نوسانات داخلی-خارجی(SD_x)	۵/۹۲±۱/۰۴	۶/۵۲ ±۱/۶۰	۰/۲۵۰
	طول مسیر جابه‌جایی مرکزفشار	۶۲۳/۱۷۶±۷۰/۰۳	۶۲۱/۰۹ ± ۱۵۴/۴۰	۰/۹۶۰
	میانگین سرعت نوسانات	۳۱/۱۸ ± ۸/۸۰	۳۱/۰۵± ۷/۷۲	۰/۹۶۶

*: **سطح معناداری P<۰/۰۵**

مقادیر برحسب میانگین ± انحراف استاندارد می باشند.

بحث و نتیجه گیری

مطالعه حاضر با هدف ارزیابی وضعیت کنترل کمری-لگنی در ورزشکاران حرفه‌ای و مقایسه شاخص تقارن نیرو بین پای برتر و غیر برتر، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچرال در ورزشکاران با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف مرتبط است. کنترل کمری-لگنی با چهار آزمون با استفاده از بایوفیدبک پرشر ارزیابی شد که در آن تغییرات فشار بیش از ۸± نشانگر کنترل کمری-لگنی ضعیف بود. بر اساس این نتایج، ورزشکاران شرکت کننده در این مطالعه در گروه‌های ضعیف یا مطلوب کنترل کمری-لگنی قرار گرفتند. مطالعه حاضر نشان داد که بازیکنان زن حرفه‌ای بسکتبال، والیبال و هندبال دارای کنترل کمری لگنی ضعیفی هستند. ناحیه کمری-لگنی ثبات پویایی را برای حرکت اندام‌ها فراهم می‌کند. یافته‌های اخیر نشان داده است که با ایجاد اختلال در عناصر داخلی زنجیره حرکتی، خطر آسیب نیز افزایش می‌یابد، که به نوبه خود باعث تغییراتی در بیومکانیک اندام‌ها می‌شود (۲۰).

یافته‌های این مطالعه نشان داد که درصد توزیع فشار کف پایی و شاخص تقارن نیرو در هر دو پا در وضعیت استاتیک تفاوت معناداری داشته است؛ به‌طوری که افراد دارای ضعف کنترل کمری-لگنی درصد بیشتری از توزیع فشار را بر روی پای برتر داشتند. همچنین درصد شاخص تقارن در افراد بدون کنترل کمری-لگنی از میانگین ۵۰ درصد کمتر بود که نشان دهنده افزایش توزیع نیرو بر روی پای برتر است. از فرضیه‌های مهمی که در زمینه مطالعه توزیع فشار کف پایی مورد توجه برخی پژوهشگران قرار گرفته است، بحثِ مربوط به تقارن در توزیع فشار کف پایی بین اندام برتر و غیربرتر در ورزشکاران است (۲۱). به‌طوری که بسیاری از مطالعات عدم تقارن توزیع نیرو و فشار بین دو اندام تحتانی را از دلایل ایجاد آسیب‌هایی چون التهاب فاشیای کف پایی، استرس فراکچر سر استخوان‌های کف پایی (۲۲) و بروز کمردردهای مزمن مکانیکال (۲۳) در ورزشکاران می‌دانند. تا کنون مطالعات مشابه‌ای دربارهٔ بررسی پارامترهای توزیع فشار کف پایی و شاخص تقارن نیرو در ورزشکاران با تکنیک فرود مکرر صورت نگرفته است تا بتوان مقایسه‌ای بین نتایج این پژوهش با مطالعات صورت گرفته انجام داد؛ اما از لحاظ مقایسه تقارن توزیع فشار کف پا در ورزشکاران و غیر ورزشکاران مطالعاتی صورت گرفته که نتایج آنان قابل تعمیم است (۲۴). با استناد به نتایج این مطالعات علت عدم تقارن توزیع فشار در دو اندام برتر و غیر برتر در ورزشکاران، انجام تمرینات خاص رشته‌های مختلف ورزشی و استفاده مدام و بیشتر از پای برتر نسبت به پای غیربرتر است که می‌تواند بر گروه‌های عضلانی و عدم تقارن تأثیرگذار باشد (۲۵). دلیل دیگر انتقال یک‌طرفه نیرو بر روی پای برتر در ورزشکاران بررسی پارامترهای کنیتیکی و رفتارهای عملکردی اندام تحتانی در

ورزشکاران است (۲۶). در این راستا وونگ[1] و همکاران شاخص تقارن توزیع فشار کف پایی را در فوتبالیست‌ها بررسی کردند. نتایج آنان نشان داد تفاوت در الگوی توزیع فشار کف پایی در اندام برتر و غیر برتر به تقاضای عملکردی دو اندام مربوط می‌شود، به گونه‌ای که اندام برتر مسئول پیشروی و اندام غیر برتر مسئول پایداری است (۲۷). همچنین انتظاری و همکارن تقارن توزیع فشار کف پایی را در پای برتر و غیر برتر تکواندوکاران بررسی کردند و متوجه وجود تفاوت معنادار بین دو اندام برتر و غیربرتر شدند (۲۸). ازودو[2] و همکاران، توزیع فشار کف‌پایی در فوتبالیست‌های جوان را به بوته آزمایش گذاردند و عنوان نمودند که عدم تقارن در توزیع فشار بین پای برتر و غیر برتر وجود داشته و میزان فشار وارد شده در قسمت جلو پا بیشتر بوده که این مسئله سبب وقوع بارگذاری بیشتر در جلو پا گردیده است. این خود می‌تواند ریسک وقوع آسیب اندام تحتانی علی الخصوص مچ‌پا و زانو را افزایش دهد (۲۹). همچنین منارد[3] و همکاران عنوان کردند که توزیع فشار کف پایی یکی از فاکتورهای پیش بینی کننده آسیب‌های پا و مچ پا است (۳۰). یوون[4] و همکارن نیز در پژوهشی مشابه عنوان نمودند که بعد از چهار هفته تمرینات فعال نمودن به موقع عضلات ثبات دهنده ناحیه کمری-لگنی، فشار پا بر روی قسمت داخلی پا کاهش و در قسمت خارجی آن افزایش یافته است. این موضوع نشان دهنده توزیع طبیعی و یکنواخت فشار بر روی پا است (۳۱) که همگی در راستای یافته مطالعه حاضر هستند.

از دیگر نتایج قابل توجه پژوهش حاضر می‌توان به معنادار بودن تفاوت بین نیروی عمق و نیروی اوج دوم در حین راه رفتن در پای برتر ورزشکاران اشاره نمود. حداکثر نیروهای عمودی عکس العمل در هنگام راه رفتن به سمت جلو، دو اوج نیروی اصلی دارد که بدن در این مراحل شتاب صعودی دارد. این دو اوج به ترتیب در مراحل ابتدایی فاز راه رفتن (هنگام برخورد پاشنه با زمین) و انتهایی فاز(ضربه پنجه) روی دو پا است. به‌طور کلی باید این دو اوج نیرو در راه رفتن به جلو تقریبا یکسان باشد. همچنین در نمودار نیروهای عمودی عکس العمل زمین در هنگام راه رفتن به سمت جلو، در مرحله میانه استقرار یک فرورفتگی وجود دارد که در زمان تماس کف پا با زمین، به وجود می آید و در این مرحله بدن شتاب نزولی دارد (۳۲). در تغییر نیروی عمودی عکس العمل زمین در حین راه رفتن عضلات نقش ویژه‌ای دارند؛ حفظ اوج نیروی اول و شتاب بخشیدن به بدن در ابتدای مرحله استقرار (هنگام برخورد پاشنه با زمین) که شتاب بدن و شتاب جاذبه هم راستا است، بر عهده گروه عضلات بازکننده زانو (پهن داخلی، پهن خارجی و میانی) و باز کننده‌های مفصل ران (سرینی

1. Wong
2. Azevedo
3. Ménard
4. Yoon

بزرگ) است. در مرحله میانه استقرار عضله سرینی میانی بیشترین حمایت را فراهم می‌کند. همچنین حفظ اوج نیروی دوم در انتهای مرحله استقرار (ضربه پنجه) که شتاب بدن و شتاب جاذبه که در خلاف جهت یکدیگر هستند برعهدهٔ عضلات پلانتار فلکسور مچ پا (عضله نعلی و دوقلو ساق پا) و عضلات اکستنسور زانو است (۳۳). با توجه به نکات گفته شده و یافته مطالعه حاضر که نیروی عمق و اوج نیروی دوم در دو گروه کنترل کمری-لگنی ضعیف و مطلوب تفاوت معناداری نشان داد؛ می‌توان این‌گونه اظهار نمود که افراد دارای ضعف کنترل کمری لگنی به دلیل ضعف در عضله سرینی میانی (یعنی مهم‌ترین عضله در کنترل کمری لگنی) (۳۴)، پلانتار فلکسورهای مچ پا (عضله نعلی و دوقلو ساق پا) و عضلات اکستنسور زانو در نیروی عمق و اوج نیروی دوم افزایش معناداری نسبت به گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب داشتند. در تأیید این موضوع، تیلر[1] و همکاران با بررسی ضعف عضله آبداکتور هیپ به‌ویژه گلتوئوس مدیوس که مهم‌ترین عضله در کنترل کمری-لگنی است، بیان کردند ضعف این عضله در ایجاد حرکات غیرطبیعی مفصل ران و استخوان درشت-نئی مؤثر بوده و می‌تواند موجب تغییرکینماتیک اندام تحتانی حین فرود در آزمون پایین آمدن از پله شود (۳۵). همچنین لاندر[2] و همکاران بیان کردند که افراد با اختلال در مجموعه کمری-لگنی دارای ضعف عضلات ابداکتور مفصل ران به‌ویژه سرینی میانی بوده‌اند که این خود باعث نزدیک شدن استخوان ران به خط میانی بدن شده و باعث ولگوس داینامیک زانو می‌گردد. در نتیجه افزایش نیروی عکس العمل زمین را به همراه دارد (۳۴). زازولک[3] و همکاران نیز بیان کردند که ضعف کنترل عصبی-عضلانی ناحیه کمری-لگنی با افزایش ابداکشن و گشتاور ولگوس زانو مرتبط بوده است و افزایش نیروی عکس العمل زمین را به همراه دارد (۳۶). در همین راستا اکستروم[4] و همکاران هم گزارش نمودند که تمرینات ثبات دهنده مجموعه کمری-لگنی با هدف تقویت عضلات عمقی می‌تواند نیروی عکس العمل زمین را کاهش دهد(۳۷) که همگی با یافتهٔ مطالعه حاضر همخوانی داشتند.

نکتهٔ حائز اهمیت دیگر مقایسهٔ فاکتورهای نوسان پاسچر در دو گروه با کنترل کمری-لگنی ضعیف و مطلوب بود؛ به‌طوری که میانگین نوسان پاسچر در دو سطح داخلی-خارجی و قدامی خلفی، در سه وضعیت ایستا با چشمان باز، ایستا با چشمان بسته و ایستادن روی یک پا مورد مقایسه قرار گرفت و دو گروه در نوسان فشار کف پایی در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در وضعیت ایستا با چشمان باز تفاوت معناداری داشتند. از آن‌جا که راه‌برد مورد استفاده برای حفظ تعادل در جهت

1. Tyler
2. Laudner
3. Zazulak
4. Ekstrom

قدامی-خلفی به عهدهٔ مچ پا است. به نظر می‌رسد در پژوهش حاضر به علت نقص حفظ تعادل در جهت قدامی-خلفی که به عهدهٔ مچ پاست، عضلات دورسی/ پلانتار فلکسورها در گروه اختلال کمری-لگنی در وضعیت ایستا دو پا و به‌خوبی قادر به کنترل نوسانات در این جهت نبودند. این امر نیز می‌تواند یکی از دلایل افزایش نوسانات باشد (۳۸). همچنین لازم به توضیح است که بر اساس یافته‌های مطالعه حاضر دو گروه در انحراف استاندارد نوسانات داخلی-خارجی در دو وضعیت ایستا با چشمان باز و بسته تفاوت معناداری داشتند. با توجه به این نکته که کنترل نوسانات در جهت داخلی-خارجی از راه‌برد هیپ استفاده می‌شود به نظر می‌رسد در پژوهش حاضر افراد دارای ضعف کنترل کمری-لگنی به دلیل ضعف در عضلات ران (آبداکتورها و آداکتورها) به‌خوبی قادر به کنترل نوسانات در این جهت نبوده‌اند. این امر نیز می‌تواند یکی از دلایل افزایش نوسانات باشد (۳۹). یافته‌های مطالعه سافرینس[1] و همکاران نیز نتیجهٔ مطالعه حاضر را تأیید می‌کند. آنها اذعان نمودند که تمرینات ثبات بخشی کمپلکس کمری-لگنی–رانی می‌تواند تعادل داخلی–خارجی را بهبود بخشد (۴۰).

از دیگر نتایج این مطالعه افزایش محدوده نوسانات در گروه با کنترل کمری-لگنی ضعیف در هر سه وضعیت بود. با توجه به این نکته که حفظ مرکز فشار[2] درون سطح اتکا و برقراری کنترل پاسچر از طریق فعال شدن به موقع عضلات دخیل در کنترل کمری-لگنی است؛ می‌توان بیان نمود که اختلال در کنترل کمری-لگنی منجر به حرکات کنترل نشده تنه و جا به جایی‌های ناخواسته مرکز ثقل بر روی سطح اتکا شده و در نهایت ثبات مرکز ثقل بر روی سطح اتکا کاهش یافته و با افزایش محدوه نوسانات ورزشکاران همراه بوده است و آنان را در معرض وقوع آسیب‌های اندام تحتانی قرار می‌دهد (۴۱). در این راستا ساتو[3] و همکاران نشان دادند که تمرینات ثبات مرکزی که لازمه آن کنترل کمری-لگنی و انقباض ایزومتریک عضلات ناحیه مرکزی بدن است، به بهبود کنترل پاسچر ورزشکاران و جلوگیری از برهم خوردن نوسانات پاسچرال کمک می‌کند. به عبارت دیگر فعال سازی مناسب عضلات ناحیه کمری-لگنی باعث کاهش آشفتگی می‌شود و تعادل پاسچرال ایجاد می‌کند (۴۱). لانگ[4] و همکارن نیز تأثیر شش هفته تمرینات کنترل کمری-لگنی بر روی بسکتبالیست‌ها را بررسی و عنوان نمودند که تمرینات کنترل کمری-لگنی در برنامه‌های توانبخشی می‌تواند میزان نوسانات پاسچر را کاهش داده و نرخ وقوع آسیب‌های اندام تحتانی ورزشکاران را کاهش دهد (۴۲)، بنابراین یافته‌های مطالعات ذکر شده به طور غیر مستقیم یافتهٔ پژوهش حاضر را تأیید می‌کنند.

1. Szafraniec
2. Center of Pressure
3. Sato
4. Long

به علاوه، یافته‌های این مطالعه نشان داد نوسانات پاسچر در وضعیت چشم بسته در دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف تفاوت معناداری داشت؛ به‌طوری که در گروه با اختلال کمری-لگنی میزان نوسانات پاسچر بیشتر بود. از آن‌جایی که کنترل پاسچر به وسیله هماهنگی سه سیستم بینایی، وستیبولار و حس عمقی امکان پذیر است هر گونه نقص و اختلال در هماهنگی و عملکرد به‌موقع هر یک از سیستم‌ها موجب برهم خوردن تعادل و کنترل پاسچر می‌شود (۴۳). طبق مطالعات انجام شده در زمینه کنترل پاسچر و ارزیابی نوسانات پاسچرال، مشخص شده است که سیستم بینایی نسبت به سیستم حس عمقی و وستیبولار نقش مهم‌تری در ثبات پاسچرال دارد. بنابراین افزایش نوسانات پاسچرال در غیاب ورودی‌های بینایی صورت می‌گیرد (۴۴). در این راستا کاجی و همکاران اثر تمرینات ثبات دهنده ناحیه کمری-لگنی را بر روی نوسانات پاسچر و طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار در حالت ایستا با چشمان بسته مورد بررسی قرار دادند. نتایج نشان داد تمرینات ثبات دهنده ناحیه کمری-لگنی موجب کاهش نوسان پاسچر در جهت داخلی–خارجی و قدامی-خلفی، کاهش میانگین سرعت نوسانات، و کاهش طول مسیر جابه‌جایی مرکز فشار بدن می-شود (۴۵). مرادی و همکاران نیز با بررسی اثر تمرینات ثبات مرکزی بر روی نوسان پاسچر ورزشکاران در حالت ایستا با چشمان بسته بیان کردند که ثابت بخشی در ناحیه کمری لگنی باعث کاهش نوسان پاسچر می‌شود (۴۶). بنابراین و با توجه به نتایج به دست آمده توسط پژوهشگران که تمرینات ثبات دهنده ناحیه مرکزی بدن تأثیر مثبت و معناداری بر روی کاهش نوسانات پاسچر در حالت ایستاده با چشمان بسته دارد (۴۶ ،۴۵)، می‌توان اهمیت کنترل کمری-لگنی مطلوب را بر روی کنترل پاسچر مناسب و پیشگیری از اغتشاشات ناگهانی و بروز آسیب‌های پیش روی ورزشکاران مشخص نمود.

نکتهٔ حائز اهمیت دیگر مقایسهٔ فاکتورهای نوسان پاسچر در وضعیت ایستادن روی یک پا در دو گروه با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف بود؛ به طوری که در گروه با کنترل کمری-لگنی ضعیف هنگام ایستان روی یک پا افزایش نوسانات پاسچرال مشاهده شد. از آن‌جایی که در رشته-های ورزشی چون والیبال، بسکتبال و هندبال که لندینگ مکرر دارند، فرود روی یک پا زیاد اتفاق می‌افتد (طوری که ۴۵٪ از لندینگ‌ها در والیبال تک‌پایی هستند) (۴۷)، بنابراین لازم است تا نوسانات پاسچر در این رشته‌های ورزشی در مهارتی چون ایستادن روی یک پا مورد مطالعه قرار گیرد. با توجه به این نکته که ایستادن روی یک پا مستلزم داشتن کنترل کمری-لگنی مناسب است (۴۸)، این یافته می‌تواند به ضعف کنترل ناحیه کمری-لگنی برگردد؛ به طوری‌که گزارش شده است افراد با کنترل کمری-لگنی ضعیف دارای ضعف یا تأخیر در فعال‌شدن عضلات درگیر در کنترل کمری-لگنی می‌باشند که می‌تواند سبب بروز حرکات جبرانی و پیش‌بینی نشده شود (۴۸). به‌عنوان

مثال یکی از عضلات اصلی و مهم در کنترل کمری-لگنی، عضله سرینی میانی است که نقش مهمی به عنوان ثبات دهنده لگن خاصره طی ایستادن روی یک پا دارد. انقباض به‌موقع آن در طی ایستادن روی یک پا، از افت لگن سمت مقابل و ولگوس زانوی همان سمت جلوگیری می‌کند. در نتیجه افرادی که ضعف عضلهٔ سرینی میانی دارند، نمی‌توانند در مقابل آداکشن هیپ مقاومت کنند و در نتیجه منجر به افزایش ولگوس زانو و اختلالات پاسچر می‌شود (۴۹). همچنین ضعف عضله سرینی میانی و دورکننده‌های هیپ باعث حرکات غیرطبیعی استخوان‌های ران و درشت‌نئی و اختلال در مکانسیم کشککی-رانی می شود و در نهایت سبب ایجاد نیروهای غیرطبیعی در مفصل زانو می‌گردد و منجر به افزایش نوسانات می‌شود (۵۰).

در این مطالعه محدودیت‌هایی وجود داشت از جمله می‌توان به موارد زیر اشاره نمود: ۱) تعداد آزمودنی‌ها که با توجه به اپیدمی کرونا به همین تعداد بسنده شد. اگر پژوهشگران شرایط انجام مطالعه روی تعداد نمونه بیشتری داشتند، توان آزمون به مراتب افزایش می‌یافت و قدرت تعمیم پذیری را بالا می‌برد؛ ۲) عدم امکان بررسی هم‌زمان شاخص‌های کینتیکی و کینماتیکی جهت تحلیل هر چه بهتر شاخص‌های توزیع فشار در دو گروه با کنترل کمری‌لگنی مطلوب و ضعیف و ۳) در دسترس نبودن ابزار مناسب جهت ارزیابی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درگیر و نیروی عکس العمل زمین در حین فرود.

در این مطالعه اثر ضعف کنترل کمری-لگنی بر تقارن توزیع فشار کف پا، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای دارای مهارت فرود مکرر بررسی گردید. یافته-ها نشان دادند کنترل ضعیف کمری-لگنی می‌تواند تقارن توزیع فشار و نیرو ورزشکاران حرفه‌ای را مختل نماید و آنها را در معرض وقوع آسیب‌های اندام تحتانی قرار دهد. علاوه بر آن نتایج مطالعه حاضر نشان داد کنترل ضعیف کمری-لگنی می‌تواند بر افزایش نیروی عمودی عکس العمل زمین مؤثر باشد و عملکرد اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد و بازده یک ورزشکار حرفه‌ای را دچار نقصان نماید. همچنین ضعف کنترل کمری-لگنی باعث افزایش نوسانات پاسچر در سه حالت ایستاده با چشمان باز و بسته و ایستادن روی یک پا شد که در نهایت عملکرد اندام تحتانی را دچار اختلال نمود و این مسئله ورزشکاران را در معرض آسیب‌های اندام تحتانی قرار می‌دهد.

تشکر و قدردانی

پژوهش حاضر برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد است. بدین وسیله نویسندگان از تمام ورزشکاران شرکت در مطالعه و مربیان و مسئولین آزمایشگاه توانبخشی دانشگاه، همچنین کمیته

اخلاق در پژوهش زیستی دانشگاه رازی که در انجام مطالعه پژوهشگران را همراهی کردند تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Chaudhari AM, McKenzie CS, Borchers JR, Best TM. Lumbopelvic control and pitching performance of professional baseball pitchers. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2011; 25(8): 2127-32. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31820f5075
2. Sasaki S, Tsuda E, Yamamoto Y, Maeda S, Kimura Y, Fujita Y, et al. Core-muscle training and neuromuscular control of the lower limb and trunk. Journal of athletic training. 2019; 54(9): 959-69. https://doi.org/10.4085/1062-6050-113-17
3. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004; 36(6): 926-34. https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3
4. Chaudhari AM, McKenzie CS, Pan X, Oñate JA. Lumbopelvic control and days missed because of injury in professional baseball pitchers. The American journal of sports medicine. 2014; 42(11): 2734-40. https://doi.org/10.1177%2F0363546514545861.
5. Chuter VH, de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. Gait & posture. 2012 May 1; 36(1): 7-15.62. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.001
6. Barwick A, Smith J, Chuter V. The relationship between foot motion and lumbopelvic–hip function: A review of the literature. The foot. 2012 Sep 1; 22(3):224-31. https://doi.org/10.1016/j.foot.2012.03.006
7. Perrott MA, Pizzari T, Cook J. Lumbopelvic exercise reduces lower limb muscle strain injury in recreational athletes. Physical Therapy Reviews. 2013; 18(1): 24-33. https://doi.org/10.1179/1743288X12Y.0000000055
8. 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. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076
9. Tasoojian E, Dizaji E, Memar R, Alizade F. The comparison of plantar pressure and ground reaction force in male and female elite karate practitioners. Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation. 2016; 5(3): 42-54. (In Persian) https://dx.doi.org/10.22038/jpsr.2016.7343
10. Rostami A, Letafatkar A, Khaleghi Tazji M. The effects of feedback exercises on peak vertical Ground Reaction force and Rate of Loading associated with lower extremity injury in landing after volleyball blocks. Journal of Exercise Science and Medicine. 2019;10(2): 197-211. (In Persian) https://dx.doi.org/10.22059/jsmed.2019.258996.901

11. 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. https://dx.doi.org/10.1515%2Fhukin-2015-0004
12. Inan M, Alkan A, Harma A, Ertem K. Evaluation of the gluteus medius muscle after a pelvic support osteotomy to treat congenital dislocation of the hip. J Bone Joint Surg Am. 2005; 87: 2246-52. https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.015
13. Fujitaka K, Taniguchi A, Isomoto S, Kumai T, Otuki S, Okubo M, et al. Pathogenesis of Fifth Metatarsal Fractures in College Soccer Players. 2015;3(9):2325967115603654. https://doi.org/10.1177%2F2325967115603654
14. Almazán-Polo J, López-López D, Romero-Morales C, Rodríguez-Sanz D, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, et al. Quantitative Ultrasound Imaging Differences in Multifidus and Thoracolumbar Fasciae between Athletes with and without Chronic Lumbopelvic Pain: A Case-Control Study. Journal of clinical medicine. 2020; 9(8): 2647. https://doi.org/10.3390/jcm9082647
15. Roussel N, Nijs J, Truijen S, Vervecken L, Mottram S, Stassijns G. Altered breathing patterns during lumbopelvic motor control tests in chronic low back pain: a case–control study. European Spine Journal. 2009; 18(7): 1066-73. https://doi.org/10.1007/s00586-009-1020-y
16. Grosdent S, Demoulin C, Rodriguez de La Cruz C, Giop R, Tomasella M, Crielaard J-M, et al. Lumbopelvic motor control and low back pain in elite soccer players: a cross-sectional study. Journal of sports sciences. 2016; 34(11): 1021-9. https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1085077
17. Solana-Tramunt M, Ortegón A, Morales J, Nieto A, Nishishinya MB, Villafañe JH. Diagnostic accuracy of lumbopelvic motor control tests using pressure biofeedback unit in professional swimmers: A cross-sectional study. Journal of orthopaedics. 2019; 16(6): 590-5. https://doi.org/10.1016/j.jor.2019.06.002
18. Jafarpesheh M, Sadeghi DE, Fereshtenejad N. The Effects of Metatarsal Pad on Plantar Pressure of the Forefoot in Individuals with Diabetic Peripheral Neuropathy: A Randomized Crossover Study. Journal of research in Rehabilitation sciences. 2016; 11(6): 407-12. (In Persian). http://dx.doi.org/10.22122/jrrs.v11i6.2561
19. Braun BJ, Veith NT, Hell R, Döbele S, Roland M, Rollmann M, et al. Validation and reliability testing of a new, fully integrated gait analysis insole. Journal of foot and ankle research. 2015; 8(1): 1-7. https://doi.org/10.1186/s13047-015-0111-8
20. Verrelst R, Van Tiggelen D, De Ridder R, Witvrouw E. Kinematic chain-related risk factors in the development of lower extremity injuries in women: A prospective study. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2018; 28(2): 696-703. https://doi.org/10.1111/sms.12944
21. Gilmer GG, Washington JK, Dugas JR, Andrews JR, Oliver GD. The role of lumbopelvic-hip complex stability in softball throwing mechanics. Journal of sport rehabilitation. 2019; 28(2):196-204. https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0276
22. Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. Sensors. 2015; 15(8): 20392-408. https://doi.org/10.3390/s150820392

23. Menz HB, Dufour AB, Riskowski JL, Hillstrom HJ, Hannan MT. Foot posture, foot function and low back pain: the Framingham Foot Study. Rheumatology. 2013; 52(12):2275-82. https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket298
24. Gobbi G, Galli D, Carubbi C, Pelosi A, Lillia M, Gatti R, et al. Assessment of body plantar pressure in elite athletes: an observational study. Sport Sciences for Health. 2013; 9(1):13-8. https://doi.org/10.1007/s11332-013-0139-8
25. Maupas E, Paysant J, Martinet N, André J. Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. Clinical Biomechanics. 1999; 14(6):403-11. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00005-4
26. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Functional gait asymmetry in ablebodied subjects. Human Movement Science. 1997; 16 (2): 243-58. https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00054-1
27. Wong P-l, Chamari K, Chaouachi A, Wisløff U, Hong Y. Difference in plantar pressure between the preferred and non-preferred feet in four soccer-related movements. British journal of sports medicine. 2007; 41(2):84-92. http://dx.doi.org/10.1136/bjsm.2006.030908
28. Entezari S, Memar R, Kakavand M. Effect of taekwondo on plantar pressure distribution symmetry in dominant and none-dominant limb. Research in Sport Medicine and Technology Research in Sport Medicine and Technology. 2017; 15(13):17-24. (In Persian). http://dx.doi.org/10.29252/jsmt.18.20.1
29. Azevedo RR, da Rocha ES, Franco PS, Carpes FP. Plantar pressure asymmetry and risk of stress injuries in the foot of young soccer players. Physical Therapy in Sport. 2017; 24: 39-43. https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.10.001
30. Ménard AL, Begon M, Barrette J, Green B, Ballaz L, Nault ML. Plantar pressure analysis: identifying risk of foot and ankle injury in soccer players. Translational Sports Medicine. 2021. https://doi.org/10.1002/tsm2.253
31. Yoon S-D, Sung D-H, Park GD. The effect of active core exercise on fitness and foot pressure in Taekwondo club students. Journal of physical therapy science. 2015; 27(2): 509-11. https://doi.org/10.1589/jpts.27.509
32. Bigouette J, Simon J, Liu K, Docherty CL. Altered vertical ground reaction forces in participants with chronic ankle instability while running. Journal of athletic training. 2016; 51(9):682-7. https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.11.11
33. Liu MQ, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscles that support the body also modulate forward progression during walking. Journal of biomechanics. 2006; 39(14): 2623-30. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.08.017
34. Laudner KG, Wong R, Meister K. The influence of lumbopelvic control on shoulder and elbow kinetics in elite baseball pitchers. Journal of shoulder and elbow surgery. 2019; 28(2): 330-4. https://doi.org/10.1016/j.jse.2018.07.015
35. Tyler TF, Nicholas SJ, Mullaney MJ, McHugh MP. The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. The American journal of sports medicine. 2006; 34(4):630-6. https://doi.org/10.1177%2F0363546505281808
36. 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. https://doi.org/10.1177%2F0363546507301585

37. Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp KC. Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. J Orthop Sports Phys Ther. 2007; 37(12): 754-62. https://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2007.2471
38. Winter DA. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing. Neurosci Res Commun. 1993; 12(5): 141-8. https://ci.nii.ac.jp/lognavi?name=crossref&id=info:doi/10.20718/jjpa.10.3_109
39. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. Gait and posture. 1995; 3(4): 193-214. https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9
40. Szafraniec R, Barańska J, Kuczyński M. Acute effects of core stability exercises on balance control. Acta of bioengineering and biomechanics. 2018; 20(3). http://dx.doi.org/10.5277/ABB-01178-2018-02
41. 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. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5
42. Long M. The Effects of a Six Week Lumbopelvic Control and Balance Training Program in High School Basketball Players. 2017. https://doi.org/10.33915/etd.6109
43. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of neurophysiology. 2002; 88(3): 1097-118. https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097
44. Parreira RB, Grecco LAC, Oliveira CS. Postural control in blind individuals: A systematic review. Gait & posture. 2017; 57: 161-7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.008
45. Kaji A, Sasagawa S, Kubo T, Kanehisa H. Transient effect of core stability exercises on postural sway during quiet standing. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2010; 24(2): 382-8. https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181c06bdd
46. Moradik, Minoonejad H, Rajabi R. The immediate effect of core stability exercises on postural sway in athletes with functional ankle instability. 2015. https://doi.org/10.22037/JRM.2015.1100154
47. Van Der Does H, Brink M, Benjaminse A, Visscher C, Lemmink K. Jump landing characteristics predict lower extremity injuries in indoor team sports. International journal of sports medicine. 2016; 37(03): 251-6. https://doi.org/ 10.1055/s-0035-1559688
48. Perrott MA, Pizzari T, Opar MS, Cook J. Athletes with a clinical rating of good and poor lumbopelvic stability have different kinematic variables during single leg squat and dip test. Physiotherapy theory and practice. 2019:1-10. https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1655823
49. Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. Journal of electromyography and kinesiology. 2003; 13(4): 361-70. https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00042-7
50. Cesar GM, Pereira VS, Santiago PRP, Benze BG, da Costa PHL, Amorim CF, et al. Variations in dynamic knee valgus and gluteus medius onset timing in non-athletic females related to hormonal changes during the menstrual cycle. The Knee. 2011; 18(4): 224-30. https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.05.004

ارجاع‌دهی

فدایی‌ده‌چشمه پریا، گندمی فرزانه. تقارن توزیع فشار کف پایی، نیروی عمودی عکس العمل زمین و نوسانات پاسچر در ورزشکاران حرفه‌ای با کنترل کمری-لگنی مطلوب و ضعیف. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸): ۳۲-۲۰۳. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/SMJ.2021.10678.1508

Fadaei Dehcheshmeh P, Gandomi F. Foot Pressure Distribution Symmetry, Vertical Ground Reaction Force and Postural Sways in Professional Athletes with Proper or Poor Lumbopelvic Control. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2021; 12 (28): 203-32. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2021.10678.1508