Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Sep & Oct 2024. Volume 13. Num 4

Research Paper

The Changes in the Center of Pressure and the Time to Stabilization in Male Football Players With and Without Hyperlordosis During a Single-leg Jump-Landing Task

Mostafa Varmaziyar[1], ***Foad Seidi**[1], **Nader Farahpour**[2]

1. Department of Sports Injury and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Varmaziyar M, Seidi F, Farahpour N .[The Changes in the Center of Pressure and the Time to Stabilization in Male Football Players With and Without Hyperlordosis During a Single-leg Jump-Landing Task (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(4):744-757. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3144

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3144

ABSTRACT

Background and Aims Hyperlordosis is one of the deformities in the lumbar spine, which causes changes in the forward center of gravity and increases the movement of the pelvis. It also changes the stability of the trunk, lumbo-pelvic-hip core complex, and lower limbs. This study aims to compare the changes in the center of pressure (COP) and the time to stabilization (TTS) in male football players with and without hyperlordosis during a single-leg jump-landing task.

Methods This is a causal-comparative study with a cross-sectional design, conducted on 28 male football players (14 with hyperlordosis and 14 without hyperlordosis), with a mean age of 24±2.42 years, a mean height of 178±6.06 cm and a mean weight of 72±4.93 kg. First, the Sargent jump test was taken to determine their maximum vertical jump. Then, they were asked to jump with two legs and a half maximum vertical jumping height and land on the force plate with the dominant leg. The independent t-test analysis was used to analyze the data in SPSS software, version 23.

Results A significant difference in the COP fluctuations in the mediolateral (ML) direction (P=0.015), the maximum and minimum COP displacements in the ML direction (P=0.021, P=0.001), the TTS in the ML direction, and the total TTS (P=0.001), was observed between two groups, but no significant difference was found in the amount of COP variability in the anterior-posterior (AP) and ML directions, the amount of COP fluctuations in the AP direction, the minimum and maximum COP displacements in the AP direction, and the TTS in the AP and vertical directions (P>0.05).

Conclusion It seems that changes in the sagittal plane in the area of the lumbar spine and pelvis cause instability and loss of balance in the frontal plane in the lower limbs. Therefore, football players with hyperlordosis should pay more attention to the changes in the proximal region to prevent instability and injury in the lower limb.

Keywords Center of pressure, Time to stabilization, Football players, Single-leg jump-landing, Hyperlordosis

Received: 03 Dec 2022
Accepted: 23 Dec 2022
Available Online: 22 Sep 2024

Corresponding Author:
Foad Seidi, Professor.
Address: Department of Sports Injury and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran.
Tel: +98 (21) 61118869
E-Mail: foadseidi@ut.ac.ir

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Extended Abstract

Introduction

Football is one of the most popular sports in the world. Due to high jumping-landing activities, footballers are prone to injuries in the lower extremities, including knees and ankles. Therefore, injury in this lower extremity can lead to a decrease in sports performance. Identifying the influencing factors in lower limb instability can help prevent injury and increase sports performance among athletes.

Any change in the spinal alignment causes a person to have a bad posture and an unstable trunk. One of the most important parts of the spine is the lumbar arch. Due to the close connection of the lumbar vertebrae with the pelvis, especially through the sacrum bone, any change in the position of the pelvis leads to a change in the degree of the lumbar arch. Subsequently, any increase or decrease in the angle of this arc affects the trunk stability and leads to various abnormalities, such as hyperlordosis that occurs in the sagittal plane and causes changes in the lumbo-pelvic-hip core complex. It can also change the stability of the lower limb.

Therefore, changes in lumbar lordosis of athletes may be associated with changes in postural stability and lower limb balance. This study aimed to compare the changes in the center of pressure (COP) and time to stabilization (TTS) in male football players with and without hyperlordosis during a single-leg jump-landing task.

Materials and Methods

This is a causal-comparative study. The study population included male football players aged 20-28 in Hamadan, Iran (n=500). Based on the entry and exit criteria, 28 football players were selected and (14 people with hyperlordosis and 14 without hyperlordosis). The lumbar lordosis angle was calculated by considering one standard deviation above the mean. Those with a lumbar lordosis angle of more than 42.22 degrees were included. They first performed the Sargent jump test to determine their maximum vertical jump. Then, the subjects jumped with half of their maximum jump with two legs and landed on the force plate with the dominant leg. When landing on the force plate, the subject was instructed to spread his arms to the side, look straight ahead, and stand still for 30 seconds. This jump-landing task was performed four times.

Indexes of the COP variability were used to check the balance during the single-leg jump-landing task, which included the amount of COP variability in the anterior-posterior (AP) and mediolateral (ML) directions, the amount of COP fluctuations in the APL and ML directions, and minimum and maximum COP displacements in the AP and ML directions. The TTS was calculated using the sequential averaging method in three directions: AP, ML, and vertical. To calculate the total TTS, the time in three directions reached a power of two and was summed up, and the root mean square was calculated and recorded as the total TTS. The independent t-test analysis was used to analyze the collected data in SPSS software, version 23.

Results

The results of the independent t-test showed that the amount of COP fluctuations in the ML direction, the minimum and maximum COP displacements in the ML direction, the TTS in the ML direction, and the total TTS were significantly different between the groups with and without hyperlordosis in the dominant leg ($P \leq 0.05$). No significant difference was observed between the two groups in the amount of COP variability in the AP and ML directions, the amount of COP fluctuations in the AP direction, the minimum and maximum COP displacements in the AP direction, and the TTS in the AP and vertical directions.

Conclusion

The present study showed that hyperlordosis, as a risk factor, can cause changes in COP and TTS in the frontal plane in male football players, possibly due to the shortening and stiffness of the quadratus lumborum muscle (unilateral or bilateral). However, hyperlordosis does not affect the COP and TTS in the sagittal plane and in the vertical direction. Improving hyperlordosis abnormality may improve postural control, especially in male football players.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles such as obtaining informed consent from the participants, ensuring the confidentiality of their information, and respecting their rights to leave the study, were observed in this article. Ethical approval was obtained from the Research Ethics Committee of the University of Tehran (Code: IR.UT.SPORT.REC.1400.015).

Funding

This study was extracted from the master's thesis of Mostafa Varmaziyar, at the Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

The authors contributed equally to preparing this article.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgments

The authors would like to thank all the soccer players who participated in this study and their coaches and physicians for their cooperation.

طب توانبخشی

مقاله پژوهشی

مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در بازیکنان فوتبال با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری در حرکت پرش‌فرود تک‌پا

مصطفی ورمزیار[۱]، *فواد صیدی[۱]، نادر فرهپور[۲]

۱. گروه آسیب‌های ورزشی و بیومکانیک، دانشکده علوم ورزشی و بهداشت، دانشگاه تهران، تهران، ایران.
۲. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Varmaziyar M, Seidi F, Farahpour N .[The Changes in the Center of Pressure and the Time to Stabilization in Male Football Players With and Without Hyperlordosis During a Single-leg Jump-Landing Task (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(4):744-757. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3144

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.4.3144

چکیده

مقدمه و اهداف لوردوز افزایش‌یافته کمری یکی از تغییر شکل‌های ستون فقرات است که موجب تغییرات مرکز ثقل به جلو و افزایش حرکت لگن می‌شود، همچنین عاملی است که ثبات ناحیه تنه، کمربند کمری‌لگنی‌رانی و اندام تحتانی را تغییر می‌دهد. بنابراین هدف از تحقیق حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در بازیکنان فوتبال با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری در حرکت پرش‌فرود تک‌پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها تحقیق حاضر از نوع مقایسه‌ای‌کاربردی و ازنظر طرح، مقطعی بود، به‌طوری‌که ۲۸ نفر (۱۴ نفر لوردوز افزایش‌یافته کمری و ۱۴ نفر لوردوز کمری طبیعی) فوتبالیست مرد حرفه‌ای باتوجه‌به معیارهای ورود و خروج، با میانگین سن ۲/۴۲±۲۴سال، میانگین قد ۶/۰۶±۱۷۸ سانتی‌متر و میانگین وزن ۴/۹۳±۷۲ کیلوگرم انتخاب شدند. ابتدا از آن‌ها پرش سارجنت به‌منظور تعیین کردن حداکثر پرش عمودی گرفته شد و سپس آزمودنی‌ها با نصف حداکثر پرش خود به‌صورت دو پا پرش کردند و با پای غالب روی صفحه نیرو فرود آمدند. برای تجزیه‌وتحلیل نتایج از نرم افزار SPSS نسخه ۲۳ و تحلیل تی‌مستقل استفاده شد.

یافته‌ها تفاوت معنی‌داری بین میزان نوسانات COP در جهت داخلی‌خارجی (P=۰/۰۱۵)، حداکثر و حداقل جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی(P=۰/۰۲۱، P=۰/۰۰۱)، و زمان رسیدن به پایداری داخلی خارجی و کل (P=۰/۰۰۱)، در دو گروه مشاهده شد، اما در سایر متغیرها تفاوت معنی‌داری یافت نشد (P≤۰/۰۵).

نتیجه‌گیری به نظر می‌رسد تغییرات صفحه ساجیتال در ناحیه ستون فقرات کمری و لگن، باعث بی‌ثباتی و کاهش تعادل در صفحه فرونتال در اندام تحتانی می‌شود. بدین ترتیب، ممکن است ورزشکارانی که دارای بی‌ثباتی در اندام تحتانی هستند، توجه و تمرکز خود را بیشتر به تغییرات اتفاق‌افتاده در ناحیه پروگزیمال قرار دهند تا از بی‌ثباتی و آسیب در اندام تحتانی تا حدودی جلوگیری کنند.

کلیدواژه‌ها مرکز فشار، زمان رسیدن به پایداری، فوتبالیست، پرش‌فرود تک‌پا، لوردوز افزایش‌یافته کمری

تاریخ دریافت: ۱۲ آذر ۱۴۰۱
تاریخ پذیرش: ۰۲ دی ۱۴۰۱
تاریخ انتشار: ۰۱ مهر ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
دکتر فواد صیدی
نشانی: تهران، دانشگاه تهران، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، گروه آسیب شناسی ورزشی و بیومکانیک.
تلفن: ۶۱۱۱۸۸۶۹ (۲۱) ۹۸+
رایانامه: foadseidi@ut.ac.ir

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه و اهداف

امروزه شرکت در فعالیت‌های ورزشی روبه افزایش است و متخصصان حوزه سلامت و حرکت، اگر بتوانند الگوهای دیسفانکشن[1] یک ورزشکار را قبل از فصل، در طول فصل و یا در فاز بازگشت به ورزش و تمرین پس از آسیب شناسایی کنند، می‌توانند زنجیره کلیدی گمشده در غربالگری، ارزیابی و بازگشت به ورزش در ورزشکاران را پیدا کنند [۱]. دراین‌میان، یکی از ورزش‌های محبوب در تمام دنیا فوتبال می‌باشد که تقریباً ۲۷۰ میلیون نفر در سراسر جهان این رشته ورزشی را انجام می‌دهند [۲]. احتمال بروز آسیب در ورزش فوتبال به‌دلیل سرعت بالای حرکات و تغییر جهت‌های ناگهانی و برخوردهای فراوان، زیاد است [۳].

طبق مطالعات انجام‌شده، اکثر آسیب‌های این رشته در اندام تحتانی می‌باشد که یکی از فعالیت‌هایی که ورزشکاران در طول تمرین و مسابقه زیاد از آن استفاده می‌کنند، حرکت پرش‌فرود می‌باشد که درنتیجه باعث آسیب‌هایی در اندام تحتانی ازجمله زانو و مچ پا می‌شود [۴]. درواقع نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین پارامترهایی هستند کـه نحوه فرود را از لحاظ میزان شدت توصیف می‌کنند و در حرکت پرش‌فرود، مرحله فرود نسبت بـه مرحله پرش به مراتب فشار بیشتری وارد می‌کند و خطر آسیب‌های غیربرخوردی در فرود تک‌پا نسبت به فرود دوپا بیشتر است [۵]. بنابراین در فعالیت‌های ورزشی، اندام تحتانی بیشترین بی‌ثباتی را دارد که افزایش در این بی‌ثباتی حین انجام این فعالیت‌ها، آسیب در این ناحیه و کاهش عملکرد ورزشی را درپی دارد [۶]. به‌همین دلیل، شناسایی عوامل تأثیرگذار در بی‌ثباتی اندام تحتانی کمک فراوانی به پیشگیری از آسیب و افزایش عملکرد ورزشی در بین ورزشکاران می‌کند. بنابراین عوامل بسیاری در ثبات اندام تحتانی مؤثر است که ازاین‌میان می‌توان به ناراستایی‌های آناتومیکی اشاره کرد [۷].

براساس پژوهش‌های صورت‌گرفته، رابطه مستقیم بین وضعیت ستون مهره‌ها، ران، زانو و مچ‌پا وجود دارد. باتوجه‌به ارتباطی که بین پا و ستون مهره‌ها وجود دارد، هر حرکتی مانند یک زنجیره عمل می‌کند و تأثیر واضح بر عملکرد بخش‌های مختلف بدن می‌گذارد. به‌عبارت‌دیگر، هر گونه اختلال و فشار غیرطبیعی در پا، روی ساختار و عملکرد ستون مهره‌ها اثر گذاشته و متقابلاً هر گونه اختلالات پاسچرال ستون فقرات، روی پا و اندام تحتانی اثر می‌گذارد، به‌گونه‌ای‌که با تغییر پاسچر، موقعیت مرکز فشار پا[2] (COP) که منعکس‌کننده موقعیت مرکز توده بدن[3] (CM) در داخل سطح اتکا می‌باشد نیز تغییر می‌کند و باعث وارد عمل شدن مکانیسم‌های جبرانی و تطابقی برای جذب نیروهای اضافی می‌شود [۸، ۹]. درنتیجه هر نوع تغییر در راستای ستون فقرات موجب می‌شود شخص پاسچر خوب را از دست بدهد و بدن دچار بی‌ثباتی شود.

کنترل پاسچر مؤلفه کلیدی است که برای انجام فعالیت‌های روزمره و فعالیت‌های ورزشی ضروری است و می‌تواند در هر دو وضعیت استاتیک و دینامیک و تحت شرایط چندگانه (دوپا و تک‌پا) ارزیابی شود [۱۰]. حال، یکی از مهم‌ترین قسمت‌های ستون فقرات، قوس کمری است که به‌دلیل ارتباط تنگاتنگ مهره‌های کمری با لگن خاصره از طریق استخوان ساکروم، هرگونه تغییر در موقعیت لگن به تغییر میزان این قوس منجر می‌شود و متعاقباً هرگونه افزایش یا کاهش در میزان زاویه این قوس بر ثبات بدن تأثیرگذار بوده و ناهنجاری‌های مختلفی را در ناحیه کمری لگنی به‌دنبال دارد [۱۱]. بنابراین، لوردوز افزایش‌یافته کمری[4] یکی از تغییر شکل‌های ستون فقرات است که در صفحه ساجیتال[5] ایجاد می‌شود و افزایش بیش ازحد انحنای کمری موجب تغییرات مرکز ثقل به جلو و افزایش حرکت لگن می‌شود، همچنین عاملی است که ثبات ناحیه تنه و کمربند کمری‌لگنی‌رانی[6] را تغییر می‌دهد، اما شواهد حاکی از آن است که تغییرات ناشی از این ناهنجاری مختص به این ناحیه نمی‌شود و می‌تواند ثبات اندام تحتانی را تغییر دهد [۱۲].

در همین راستا مطالعات متعدد بیان می‌کنند که فعالیت‌های ورزشی همچون دویدن با افزایش در دامنه، باز شدن ران زمینه را برای افزایش تیلت قدامی لگن فراهم می‌کند و به دنبال آن باعث افزایش زاویه لوردوز کمری در ورزشکاران می‌شود، به‌گونه‌ای که چتری بیان کرده است ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری شایع‌ترین ناهنجاری اسکلتی‌عضلانی در بین ورزشکاران به‌خصوص فوتبالیست‌ها می‌باشد، همچنین فرانز[7] و همکاران بیان کردند ورزشکاران فوتبالیست مرد دارای درصد بالایی از لوردوز افزایش‌یافته کمری هستند [۱۳-۱۵]. ازاین‌رو، این ناهنجاری با فعالیت روزمره ورزشکاران به‌خصوص دویدن، زمینه را برای تغییر در وضعیت ستون مهره‌های کمری در صفحه ساجیتال و افزایش لوردوز کمری فراهم می‌کند.

تاکنون مطالعات مختلفی به بررسی و شناسایی نارسایی‌های کنترل پاسچر، جنبه‌های مختلف آن و اقدام برای رفع نارسایی‌های مرتبط با آن پرداخته‌اند. برخی مطالعات بر روی تأثیر تغییرات وضعیتی بدن و پاسچر بر حفظ تعادل بدن متمرکز شده‌اند که نشان‌دهنده تأثیر منفی ناهنجاری‌های ستون فقرات بر کنترل تعادل بدن هستند [۱۶، ۱۷].

1. Dysfunction
2. Center of Pressure
3. Center of Mass
4. Hyperlordosis
5. Sagittal
6. Lumbo pelvic hip Complex
7. Franz

نولت و همکاران ارتباط بین عملکرد تعادلی افراد مبتلا به اسکولیوزیس یا انحراف جانبی ستون فقرات را با شاخص‌های وضعیت بدنی بررسی کردند. نتایج نشان داد جابه‌جایی مرکز فشار پا در گروه اسکولیوزیس بیشتر از گروه کنترل است و درنتیجه عملکرد تعادلی ضعیف‌تری دارد [۱۸]. موری و همکاران در تحقیقی به مقایسه نوسانات پاسچر بین افراد مبتلا و غیرمبتلا به اسپوندیلولیز انکیلوزان که یک نوع کایفوزیس ثابت محسوب می‌شود، پرداختند و به این نتیجه رسیدند که افراد مبتلا به اسپوندیلوز انکیلوزان در مقایسه با گروه کنترل، نوسانات پاسچری بیشتری دارند [۱۹]، درحالی‌که آیدوگ و همکاران گزارش کردند تفاوت معنی‌داری در نوسانات پاسچرال و مرکز فشار بین دو گروه افراد مبتلا به اسپوندیلوز انکیلوزان و گروه کنترل وجود ندارد [۲۰]. به‌طورکلی، مطالعات انجام‌شده درمورد کنترل پاسچر در افراد مبتلا به بدشکلی و ناهنجاری ستون فقرات، علاوه‌بر اندک بودن، گاهی نتایج متناقضی نیز دربر داشته است و تحقیقات معدودی بر کنترل پاسچر در افراد هایپرلوردوزیس متمرکز شده‌اند.

باتوجه‌به اینکه ناهنجاری‌های ستون فقرات ممکن است موجب جابه‌جایی مرکز ثقل شود و تعادل را تحت تأثیر قرار دهد، بررسی اثر ناهنجاری‌های ستون فقرات می‌تواند اطلاعات مفیدی درباره عملکرد تعادلی این افراد به منظور اتخاذ شیوه‌های مؤثر برای کاهش عوارض ناشی از این ناهنجاری‌ها بر روی توانایی حفظ تعادل، ارتقای سلامتی و عملکرد ورزشی آن‌ها به دست دهد.

به‌طورکلی تعادل به دو نوع ایستا (توانایی ماندن در یک حالت پایه با کمترین حرکت) و پویا (توانایی اجرای یک کار در حالتی که وضعیت پایدار بماند) تقسیم می‌شود و ازآنجایی‌که ورزشکاران در اکثر فعالیت‌های ورزشی به تعادل پویا و حفظ آن در وضعیت‌های مختلف نیاز دارند، جهت ارزیابی تعادل پویا روش‌های مختلفی وجود دارد که بسیاری از پژوهشگران از آزمون تعادلی میدانی استفاده کرده‌اند. این آزمون‌ها از آزمون‌های قابل‌قبول برای ارزیابی تعادل پویاست، اما به اندازه فعالیت پرش‌فرود که برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری باید انجام شود، عملکردی و پویا نیست. ارزیابی زمان رسیدن به پایداری جدیدترین شاخص اندازه‌گیری کنترل عصبی‌عضلانی است که سیستم‌های حسی و مکانیکی را برای انجام فعالیت پیچیده پرش‌فرود به کار می‌گیرد و بیانگر توانایی بدن برای به‌حداقل رساندن نوسان وضعیتی هنگام انتقال از یک وضعیت پویا به یک وضعیت ایستاست و برای مشخص کردن اختلالات ثبات پاسچرال حساسیت زیادی دارد [۲۱].

باتوجه‌به مطالب گفته‌شده در سطور قبل، این احتمال وجود دارد که تغییر در لوردوز کمری ورزشکاران با تغییر در ثبات پاسچرال و تعادل اندام تحتانی همراه باشد. علاوه‌بر آن می‌توان با ارزیابی دقیق ستون مهره‌ها و میزان فشار وارده بر اندام تحتانی و بررسی تأثیر تغییرات پاسچرال ستون مهره‌ها روی اندام تحتانی، مقایسه‌ای بین افراد طبیعی و دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری انجام داد و با تشخیص زودهنگام در راستای برنامه‌ریزی برای درمان ناهنجاری‌ها (لوردوز)، پیشگیری از آسیب‌های ثانویه، بهبود کنترل تعادل و پاسچر، بهبود الگوهای حرکتی، بهبود کیفیت زندگی و همچنین افزایش عملکرد ورزشی با آموزش تمرینات و برنامه‌های ورزشی مناسب اقدام کرد.

هدف از پژوهش حاضر مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در بازیکنان فوتبال با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری در حرکت پرش‌فرود تک‌پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

طرح تحقیق

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات علی‌مقایسه‌ای[8]، کاربردی و ازنظر طرح، مقطعی بوده که به مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در بازیکنان فوتبال دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری و لوردوز طبیعی در حرکت پرش‌فرود تک‌پا پرداخته است. جامعه آماری شامل ورزشکاران مرد فوتبالیست حرفه‌ای بود که حداقل ۳ سال سابقه ورزشی منظم در رشته فوتبال و تقریباً بیش از ۵۰۰ ساعت در سال شرکت در فعالیت ورزشی فوتبال را دارا بودند، به‌طوری‌که تمام بازیکنان در شهر همدان در لیگ دسته اول، دوم و سوم بزرگسالان ایران و دارای سن ۲۰ تا ۲۸ سال بودند. در ابتدا ۵۰۰ ورزشکار فوتبالیست بررسی شدند و زاویه لوردوز آن‌ها بررسی و غربالگری شد. سپس ۵۰ نفر از فوتبالیست‌ها که شرایط ورود به تحقیق را داشتند و در دسترس بودند انتخاب شدند که درنهایت باتوجه‌به معیارهای ورود افراد به تحقیق شامل دامنه سنی ۱۸ تا ۲۸ سال، فوتبالیستی که حداقل ۳ سال و هر هفته ۳ جلسه تمرین و مسابقه داشته باشد و قرار گرفتن در محدوده زاویه لوردوز کمری به‌دست‌آمده در پژوهش حاضر و معیارهای خروج از تحقیق شامل داشتن سابقه جراحی و شکستگی در ۶ ماه گذشته، داشتن درد و آسیب در روز انجام آزمون، بدشکلی و ناهنجاری قابل‌مشاهده در راستای اندام تحتانی و وجود ناهنجاری‌های قابل‌تشخصی در پا و کف‌پا بودند [۲۲].

باتوجه‌به ویژگی‌های یادشده و به‌صورت هدفمند، با میانگین سن ۲۴±۲/۴۲ سال، میانگین قد ۱۷۸±۶/۰۶ سانتی‌متر و میانگین وزن ۷۲±۴/۹۳ کیلوگرم و با در نظر گرفتن توان آماری ۰/۸، سطح معنی‌داری ۰/۰۵، با اندازه اثر موردانتظار ۰/۹۷ و با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[9] نسخه ۲/۹/۱/۳ که درنهایت ۲۸ نفر برای هر گروه ۱۴ نفر به دست آمد [۲۳]؛ که از این ۲۸ نفر، ۱۴ نفر در گروه دارای لوردوز افزایش‌یافته و ۱۴ نفر هم در گروه ورزشکار با مقیاس طبیعی لوردوز قرار گرفتند. برای محاسبه زاویه لوردوز کمری، شروع قرارگیری خط‌کش منعطف از زائده خاری مهره

8. Causal-comparative research
13. G-Power

۱۲ پشتی و زائده خاری مهره دوم خاجی به‌عنوان انتهای قوس در نظر گرفته شد [۲۴] و براساس مطالعه آزمایشی از میان ۵۰۰ ورزشکار فوتبالیست که در محدوده سنی ۲۰ تا ۲۸ سال قرار داشتند، زاویه لوردوز کمری با احتساب یک انحراف‌معیار بالاتر از میانگین جامعه محاسبه شد. احتساب یک انحراف‌معیار نسبت به میانگین جامعه براساس تحقیق تایپن و همکاران استفاده شد که آن‌ها از این روش به‌عنوان معیاری برای مشخص کردن ناراستایی وضعیتی استفاده کردند [۲۵]. در تحقیق حاضر، میانگین زاویه لوردوز کمری ورزشکاران فوتبالیست، ۳۵/۸۱±۵/۳۹ به‌دست آمد و دامنه طبیعی زاویه لوردوز کمری آن‌ها بین ۳۱/۷۸ تا ۴۲/۲۲ درجه بود، بنابراین با احتساب یک انحراف‌معیار بالاتر از میانگین جامعه، افرادی که زاویه لودوز کمری آن‌ها بیشتر از ۴۲/۲۲ درجه بود، در گروه لوردوز افزایش‌یافته کمری قرار گرفتند.

روش اجرای تحقیق

پس از انتخاب آزمودنی‌ها و توضیح درمورد هدف، چگونگی اجرای تحقیق و اخذ فرم رضایت‌نامه و مشخصات از افراد، فرایند تحقیق آغاز شد. در ابتدا سنجش قد و وزن آزمودنی‌ها با استفاده از متر نواری و ترازو دیجیتال انجام شد. پس از گرم کردن، از آزمودنی‌ها خواسته شد حداکثر پرش عمودی خود را در محلی که متر نواری بر روی دیوار چسبانده شده بود، انجام دهند و در اوج پرش با نوک انگشت متر نواری را لمس کنند و روی دو پا فرود بیایند (آزمون پرش سارجنت). این ارتفاع به‌عنوان حداکثر پرش عمودی ثبت شد. هر آزمودنی می‌بایست پرش را برای ۳ مرتبه انجام می‌داد و پس از ثبت نمرات، بیشترین نمره به‌عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت شد. پس از به‌دست آوردن میزان حداکثر پرش عمودی، بر عدد ۲ تقسیم شد و عدد به‌دست‌آمده نقطه ۵۰ درصدی حداکثر پرش عمودی آزمودنی بود که این ارتفاع با نشان‌گری مشخص و برای هر فرد متناسب با ارتفاع پرش وی، تنظیم شده بود. هر آزمودنی با پای برهنه پشت علامتی که ۷۰ سانتی‌متر از مرکز صفحه نیرو فاصله داشت، ایستاد. سپس با دو پا پرش کرد و علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را با سر خود لمس کرد و با پای غالب روی صفحه نیرو فرود آمد. پای غالب به‌عنوان پایی که آزمودنی‌ها با آن توپ را شوت می‌زنند، انتخاب شد. سپس به آزمودنی آموزش داده شد که به محض فرود روی صفحه نیرو، دست‌ها را در کنار بدن خود باز کند، سر را بالا نگه دارد و روبه‌رو را نگاه کند و به‌مدت ۳۰ ثانیه بدون حرکت بایستد، اگر آزمودنی روی صفحه نیرو، لی‌لی می‌کرد، یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس می‌کرد و یا سرش علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس نمی‌کرد، آن پرش حذف می‌شد. قبل از اجرای پروتکل، آزمودنی‌ها اجازه داشتند چندین بار پرش‌فرود را تمرین کنند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا شوند. هر آزمودنی تکلیف پرش‌فرود را ۴ تکرار به‌صورت صحیح اجرا می‌کرد و میانگین هر ۴ تکرار صحیح جهت مقایسه بین آزمودنی‌ها استفاده شد. به منظور پیشگیری از خستگی بین هر بار پرش ۲ دقیقه استراحت داده شد [۲۶]. اطلاعات کینتیکی (تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری) توسط صفحه نیرو[10] که در مرکز فضای کالیبره آزمایشگاه قرار دارد و فرکانس آن‌ها ۱۰۰۰ هرتز می‌باشد، ثبت شد. میزان برش فرکانسی در داده‌های کینتیکی برابر با ۲۰ هرتز بود (تصویر شماره ۱).

نحوه ارزیابی تغییرات مرکز فشار

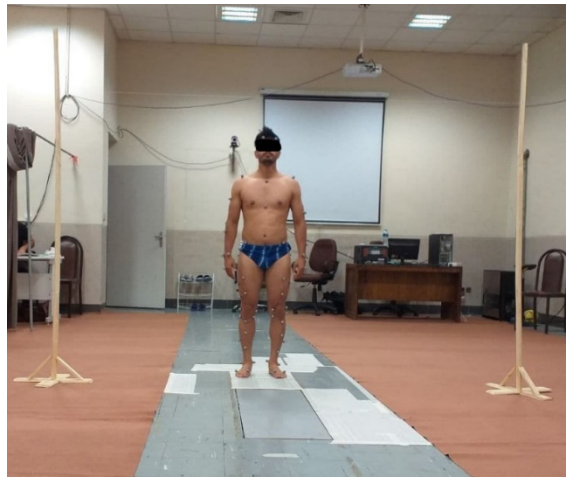
شاخص‌های تغییرپذیری مرکز فشار جهت بررسی تعادل در وضعیت پرش‌فرود تک‌پا شامل میزان انحرافات COP در جهت قدامی‌خلفی[11] (AP)، میزان انحرافات COP در جهت داخلی‌خارجی[12] (ML)، میزان نوسانات COP در جهت قدامی‌خلفی، میزان نوسانات COP در جهت داخلی‌خارجی، حداقل و حداکثر جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی و حداقل و حداکثر جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی بود.

ارزیابی تغییرات آزمودنی‌ها، در محدوده زمانی ۳۰ ثانیه در حالت سکون به‌صورت تک‌پا (پای غالب) انجام شد. در مرحله اول از آن‌ها خواسته شد به‌صورت دوپا پرش کنند و به‌صورت تک‌پا (پای غالب) روی مرکز دستگاه فرود بیایند و دست‌ها را کنار بدن قرار دهند و سر را بالا نگه دارند و روبه‌رو را نگاه کنند و سعی کنند تعادل خود را حفظ کنند. این عمل ابتدا به‌صورت آزمایشی و تمرینی توسط آزمودنی انجام شد و آزمونگر نیز در این حالت دستورالعمل را به آزمودنی‌ها ارائه می‌داد و هنگامی که آزمودنی اعلام آمادگی می‌کرد از وی آزمون به عمل می‌آمد. هر آزمودنی بعد از اعلام آمادگی روی دستگاه رفته و اطلاعات مربوط به جابه‌جایی مرکز فشار پا توسط صفحه نیرو، به‌مدت ۳۰ ثانیه ثبت می‌شد. اطلاعات مرکز فشار پا در دو راستای داخلی‌خارجی و قدامی‌خلفی توسط صفحه نیرو ثبت می‌شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه‌وتحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد.

نحوه ارزیابی زمان رسیدن به پایداری

زمان رسیدن به پایداری با استفاده از روش میانگین‌گیری متوالی[13] در سه راستای قدامی‌خلفی، داخلی‌خارجی و عمودی محاسبه شد [۲۷، ۲۸]. همچنین برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری کل، هر سه راستای قدامی‌خلفی، داخلی‌خارجی و عمودی به توان ۲ رسیدند و با یکدیگر جمع شدند و از این عدد جذر گرفته شد و عدد به‌دست‌آمده به‌عنوان زمان رسیدن به پایداری کل در نظر گرفته شد. برای یکسان سازی محاسبات نتایج آزمون، زمان ۱۰ ثانیه به‌عنوان مدت‌زمان حفظ تعادل آزمون‌شوندگان

10. Kistler 9281EA, Winterthur, Switzerland
11. Anterior Posterior
12. Medial Lateral
13. Sequential Average



تصویر ۱. نحوه پرشفرود

پس از اولین تماس با صفحه‌نیرو در نظر گرفته شد، زیرا در این ثانیه تمام آزمودنی‌ها به‌حالت پایداری و سیگنال‌های صفحه نیرو به حالت ثابتی رسیده بودند. در این روش ابتدا میانگین کلی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین به‌دست آمد و انحراف‌معیار آن محاسبه شد، سپس با استفاده از روش میانگین‌گیری متوالی که برای هر لحظه مطابق فرمول‌های شماره ۱، ۲ و ۳، زمان رسیدن به پایداری به‌عنوان لحظه‌ای که میانگین متوالی داده‌ها کوچک‌تر از یک‌چهارم یک انحراف‌معیار بالاتر از میانگین باشد، محاسبه شد. مدت‌زمان حفظ تعادل ۱۰ ثانیه و فرکانس نمونه‌برداری صفحه نیرو ۱۰۰۰ هرتز بود و فرآیند میانگین‌گیری برای ۱۰۰۰ لحظه انجام شد.

1. $$SeqAvgx(n) = \frac{\sum_1^n fx}{n}$$

2. $$SeqAvgy(n) = \frac{\sum_1^n fy}{n}$$

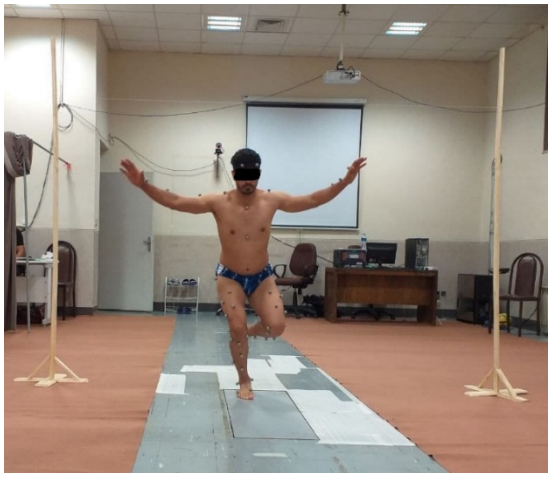
3. $$SeqAvgz(n) = \frac{\sum_1^n fz}{n}$$

4. $$TTStotal = \sqrt{TTSx^2 + TTSy^2 + TTSz^2}$$

روش تجزیه‌وتحلیل آماری

به‌منظور توصیف دو گروه، از آمار توصیفی و برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها و اطلاعات خام از آمار استنباطی استفاده شد. باتوجه‌به اینکه آزمون شاپیروویلک[14] (به‌دلیل کم بودن تعداد آزمودنی‌ها کمتر از ۵۰ نفر) نشان داد پراکندگی تمام عوامل از توزیع نرمال

14. Shapiro-Wilk Test



طب‌توانبخشی

تبعیت می‌کنند؛ بنابراین از آزمون‌های پارامتری برای تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه و بررسی اختلاف تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش‌فرود تک‌پا در دو گروه لوردوز افزایش‌یافته کمری و لوردوز طبیعی از آزمون تی مستقل[15] استفاده شد. تحلیل آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ با سطح اطمینان ۹۵% و با آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها

تجزیه‌وتحلیل توصیفی داده‌ها

آمار توصیفی ویژگی‌های پیکرشناسی آزمودنی‌های تحقیق شامل سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی[16]، سابقه ورزشی و میزان زاویه لوردوز کمری به تفکیک گروه در جدول شماره ۱ ارائه شده است.

بررسی نرمال بودن داده‌ها

قبل از بررسی و تحلیل فرضیات تحقیق برای تصمیم‌گیری درمورد انتخاب شاخص مناسب با نوع داده‌ها و نیز انتخاب آزمون مناسب استنباطی مربوط به متغیر موردنظر، ابتدا نرمال بودن توزیع داده‌ها بررسی شده و برای این منظور از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شده است (به‌دلیل کم بودن تعداد آزمودنی از ۵۰ نفر). مبنای تصمیم‌گیری در این آزمون آن است که اگر سطح معنی‌داری بزرگتر از ۰/۰۵ باشد با سطح اطمینان ۹۵% می‌توان توزیع داده‌ها را نرمال فرض کرد و از آزمون‌های پارامتریک استفاده کرد. در غیر این صورت باید از آزمون‌های ناپارامتریک استفاده کرد. نتایج آزمون شاپیروویلک برای متغیرهای تحقیق در جدول شماره ۲ ارائه شده است.

15. Independent Samples T-Test
16. Body Mass Index (BMI)

جدول ۱. آمار توصیفی ویژگی‌های پیکرشناسی آزمودنی‌های تحقیق (n=۱۴)

متغیر / گروه	میانگین±انحراف‌معیار		t	P
	گروه لوردوز افزایش‌یافته کمری	گروه لوردوز طبیعی		
سن (سال)	۲۴/۰۷±۲/۷۶	۲۴/۳۶±۲/۱۳	۰/۱۸۰	۰/۷۶۲
قد (سانتی‌متر)	۱۷۸/۲۹±۵/۴۲	۱۷۸/۲۱±۶/۸۶	۰/۳۳۵	۰/۹۷۶
وزن (کیلوگرم)	۷۲/۴۳±۴/۵۳	۷۲/۲۹±۵/۴۸	۰/۶۷۷	۰/۹۴۱
شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)	۲۲/۶۶±۱/۲۱	۲۲/۳۶±۱/۱۳	۰/۸۳۷	۰/۵۲۹
سابقه ورزشی	۵/۸۶±۱/۶۵	۶/۳۶±۱/۵۵	۰/۵۸۶	۰/۴۱۷
میزان زاویه لوردوز کمری (درجه)	۴۷/۰۷±۲/۸۱	۳۵/۷۱±۲/۳۶	۰/۵۶۱	۰/۰۰۰*

طب توانبخشی

تجزیه‌وتحلیل استنباطی داده‌ها

برای مقایسه متغیرهای تحقیق در ورزشکاران فوتبالیست با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری از آزمون تی مستقل استفاده شد (جدول شماره ۳).

نتایج آزمون تی مستقل در تحقیق حاضر نشان داد میزان نوسانات COP در جهت داخلی‌خارجی، حداقل و حداکثر جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی، زمان رسیدن به پایداری در جهت داخلی‌خارجی و زمان رسیدن به پایداری کل بین گروه لوردوز افزایش‌یافته کمری و لوردوز طبیعی در پای غالب ازلحاظ آماری تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (P≤۰/۰۵)، اما در میزان انحرافات COP در جهت قدامی‌خلفی، میزان انحرافات COP در جهت داخلی‌خارجی، میزان نوسانات COP در جهت قدامی‌خلفی، حداقل و حداکثر جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی، زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی‌خلفی و عمودی بین دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

بحث

هدف از تحقیق حاضر، مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در بازیکنان فوتبال با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری در حرکت پرش‌فرود تک‌پا بود. وضعیت بدنی همواره در حالت نوسان است و تعادل آن به‌وسیله واکنش‌های تلفیقی از اطلاعات حس بینایی، حس عمقی و سیستم دهلیزی حفظ می‌شود [۲۹]. معمولاً در تحقیقات از جابه‌جایی COP به‌عنوان شاخص غیرمستقیمی از نوسان پاسچر و درنتیجه توانایی فرد برای حفظ تعادل و کنترل پاسچر استفاده شده است. درواقع، با تغییر پاسچر، موقعیت مرکز فشار پا که منعکس‌کننده موقعیت مرکز توده بدن در داخل سطح اتکا می‌شود نیز تغییر کرده و باعث وارد عمل شدن مکانیسم‌های جبرانی و تطابقی برای جذب نیروهای اضافی می‌شود [۳۰]. ازآنجایی‌که الگوهای حرکتی، عملکردهای پیچیده‌ای هستند و به عملکرد همه اتصالات بدن وابسته و به هماهنگی بین آن‌ها و پیوستگی بین سیستم‌های عصبی‌عضلانی نیازمند است، هرگونه موارد غیرطبیعی و عدم تعادل در هر قسمت از این مجموعه بر روی سایر قسمت‌ها تأثیر می‌گذارد و باعث عدم توازن و هماهنگی الگوهای حرکتی می‌شود. بنابراین، در افراد دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری به‌علت تغییر راستا، عملکرد عضلات و مفاصل کم شده و تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری بیشتری را در هنگام برخورد پا به زمین تجربه می‌کنند [۳۱].

بدین ترتیب، در تحقیق باباخانی و همکاران [۳۲] با عنوان «مقایسه تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری در دانش‌آموزان دختر مقطع راهنمایی با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری»، نتایج این‌گونه به دست آمد که اختلال معنی‌داری در تغییر پذیری مرکز فشار پا (COP) در وضعیت‌های ایستاده با دوپا با چشمان باز و بسته بین دو گروه دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری و لوردوز طبیعی وجود نداشت، اما زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه تفاوت معنی‌داری داشت که این پژوهش با تحقیق حاضر همسو می‌باشد. البته فقط در سطح داخلی‌خارجی و کلی که در افراد لوردوز افزایش‌یافته کمری طبق تحقیق ایزدی و همکاران [۲۹] که به مقایسه الکترومایوگرافی عضلات منتخب اندام تحتانی در ورزشکاران با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری پرداخته بود، عضله سرینی میانی و دوقلوی خارجی فعالیت کمتری نسبت به گروه سالم دارند و این احتمال وجود دارد که به‌همین دلیل زمان رسیدن به پایداری در سطح داخلی‌خارجی و میزان تغییرات مرکز فشار در سطح داخلی‌خارجی به‌منظور جبران نقص فعال شدن عضله سرینی‌میانی و دوقلوی‌خارجی باشد. همچنین در این تحقیق گزارش شد فعالیت عضله مربع کمری در افراد دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری به‌صورت یک‌طرفه و دوطرفه دچار کوتاهی و سفتی می‌شود.

جدول ۲. نتایج سطح معنی‌داری آزمون شاپیرو ویلک برای نرمال بودن متغیرهای وابسته تحقیق

متغیر	گروه	P	درجه آزادی	آماره
میزان انحرافات COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۰۶۱	۱۴	۰/۸۷۹
	هایپرلوردوزیس	۰/۶۱۷	۱۴	۰/۹۵۴
میزان انحرافات COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۰۸۵	۱۴	۰/۸۹۲
	هایپرلوردوزیس	۰/۰۷۳	۱۴	۰/۸۸۵
میزان نواسانات COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۵۷۸	۱۴	۰/۹۵۱
	هایپرلوردوزیس	۰/۶۴۷	۱۴	۰/۹۵۵
میزان نوسانات COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۶۷۶	۱۴	۰/۹۵۷
	هایپرلوردوزیس	۰/۴۶۴	۱۴	۰/۹۴۳
حداکثر جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۷۲۲	۱۴	۰/۹۶۰
	هایپرلوردوزیس	۰/۸۸۳	۱۴	۹۷۰
حداقل جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۴۲۵	۱۴	۰/۹۴۱
	هایپرلوردوزیس	۰/۳۰۷	۱۴	۰/۹۳۰
حداکثر جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۸۸۸	۱۴	۰/۹۷۱
	هایپرلوردوزیس	۰/۴۰۲	۱۴	۰/۹۳۹
حداقل جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۴۹۲	۱۴	۰/۹۴۵
	هایپرلوردوزیس	۰/۵۵۷	۱۴	۰/۹۵۰
زمان رسیدن به پایداری کل (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۱۶۷	۱۴	۰/۸۹۸
	هایپرلوردوزیس	۰/۶۱۴	۱۴	۰/۹۵۳
زمان رسیدن به پایداری عمودی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۶۷۸	۱۴	۰/۹۵۷
	هایپرلوردوزیس	۰/۲۵۶	۱۴	۰/۹۲۶
زمان رسیدن به پایداری قدامی‌خلفی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۲۵۳	۱۴	۰/۹۲۴
	هایپرلوردوزیس	۰/۴۲۸	۱۴	۰/۹۴۱
زمان رسیدن به پایداری داخلی‌خارجی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۰/۳۱۸	۱۴	۰/۹۳۱
	هایپرلوردوزیس	۰/۵۴۴	۱۴	۰/۹۴۹

طب‌توانبخشی

باتوجه‌به سطح معنی‌داری آزمون شاپیرو ویلک، مشاهده می‌شود تمام متغیرهای تحقیق حاضر دارای داده‌هایی با توزیع نرمال هستند (P≥۰/۰۵).

همچنین، برایِنل[17] و همکاران [۳۳] در تحقیق خود نشان دادند عدم هماهنگی در عضلات ستون فقرات می‌تواند در نوسان پاسچرال هنگام اجرای آزمون تعادل دخیل باشد. درواقع، تغییر انحناهای ستون فقرات می‌توانند باعث بی‌کفایتی ارتباط طول‌تنش، خستگی‌پذیری بیشتر و افزایش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات نواحی مختلف ستون فقرات شوند که این افزایش فعالیت عضلانی به نوبه‌خود می‌تواند به نوسانات نویز مانند بزرگی در امتداد مفاصل منجر شود که درنتیجه آن، نوسان پاسچرال کوتاه‌مدت را افزایش می‌دهد. علاوه‌براین، درنتیجه تغییرات انحناهای ستون فقرات در اثر ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری و قرار گرفتن مرکز جرم بدن در یک وضعیت جدید، مرکز جرم بدن نسبت به مفاصل اندام تحتانی تغییر می‌کند که باعث تغییر در گشتاور و افزایش فعالیت عضلات اندام تحتانی می‌شود [۳۴]. اگر تقارن عضلات و موقعیت مفاصل نسبت به حالت اولیه تغییر کند، سیستم حس عمقی دچار اختلال می‌شود که این حالت ممکن است

17. Bruyneel

جدول ۳. نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه متغیرهای اندازه‌گیری‌شده در دو گروه لوردوز افزایش‌یافته کمری و لوردوز طبیعی (n=۱۴)

متغیر	گروه	میانگین±انحراف‌معیار	لون	P
میزان انحرافات COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۲۷۷/۱۴±۶۱/۱۱	۰/۲۸۶	۰/۳۱۱
	هایپرلوردوزیس	۲۸۴/۵۶±۷۹/۱۳		
میزان انحرافات COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۱۳۸/۳۱±۴۲/۱۹	۰/۴۰۲	۰/۲۶۵
	هایپرلوردوزیس	۱۴۳/۸۹±۳۹/۹۱		
میزان نوسانات COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۶۱/۱۵±۱۷/۴۶	۰/۴۲۰	۰/۱۰۵
	هایپرلوردوزیس	۷۲/۵۲±۱۹/۱۳		
میزان نوسانات COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۳۴/۰۹±۱۰/۶۳	۰/۵۶۵	۰/۰۱۵*
	هایپرلوردوزیس	۵۸/۱۲±۱۷/۲۹		
حداکثر جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۳۷۶/۱۴±۱۰۱/۲۳	۰/۶۵۸	۰/۰۹۵
	هایپرلوردوزیس	۳۹۱/۴۵±۱۰۸/۴۴		
حداقل جابه‌جایی COP در جهت قدامی‌خلفی (AP)	لوردوز کمری طبیعی	۱۳۳/۴۲±۴۱/۶۸	۰/۷۵۱	۰/۴۶۲
	هایپرلوردوزیس	۱۳۸/۳۱±۳۸/۱۴		
حداکثر جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۳۱۲/۹۶±۸۶/۱۳	۰/۳۲۹	۰/۰۲۱*
	هایپرلوردوزیس	۳۴۳/۸۷±۹۱/۱۶		
حداقل جابه‌جایی COP در جهت داخلی‌خارجی (ML)	لوردوز کمری طبیعی	۸۱/۴۲±۱۳/۶۱	۰/۴۱۳	۰/۰۰۱*
	هایپرلوردوزیس	۱۱۹/۱۴±۱۳/۴۲		
زمان رسیدن به پایداری کل (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۵/۱۴±۰/۱۱	۰/۳۸۴	۰/۰۰۱*
	هایپرلوردوزیس	۵/۲۹±۰/۰۸		
زمان رسیدن به پایداری عمودی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۲/۷۵±۰/۱۰	۰/۹۶۸	۰/۴۱۵
	هایپرلوردوزیس	۲/۷۸±۰/۱۰		
زمان رسیدن به پایداری قدامی‌خلفی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۲/۸۳±۰/۰۶	۰/۵۲۵	۰/۱۱۳
	هایپرلوردوزیس	۲/۸۷±۰/۰۶		
زمان رسیدن به پایداری داخلی‌خارجی (ثانیه)	لوردوز کمری طبیعی	۳/۳۰±۰/۱۰	۰/۶۸۸	۰/۰۰۱*
	هایپرلوردوزیس	۳/۴۶±۰/۱۲		

* معنی‌داری در سطح P≤۰/۰۵ (فاصله اطمینان ۹۵ درصد)

طب توانبخشی

درمورد افراد هایپرلوردوزیس نیز صدق کند و به‌نظر می‌رسد با تشدید لوردوز کمری موقعیت مهره‌های ستون فقرات و عضلات آگونیست و آنتاگونیست نسبت به یکدیگر تغییر کنند و گیرنده‌های مفصلی و عضلانی اطلاعات درستی را مخابره نکنند. درنتیجه، به کاهش تعادل منجر می‌شود [۳۵]. درمجموع تمام این تغییرات ورودی گیرنده‌های موجود در ساختار پا که برای تنظیم COP استفاده می‌شوند را تحت تأثیر قرار می‌دهد که درنتیجه آن کنترل پاسچر نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۳۶].

همچنین، گاردوسکی[18] و همکاران [۳۷] به این نتیجه رسیدند که در تعادل ایستا، سطح اتکا و جرم جسم بیشتر حائز اهمیت هستند که نتایج تحقیق نشان می‌دهد ناهنجاری لوروز افزایش‌یافته کمری نتوانسته بر تعادل ایستا تأثیر بگذارد؛ اگرچه در مطالعات دیگری نشان داده شده است که ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری می‌تواند باعث افزایش تعادل در وضعیت ایستاده شود. بااین‌حال، در تحقیق حاضر، زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه

18. Gardocki

با و بدون لوروز افزایش‌یافته کمری در جهت داخلی‌خارجی و کلی اختلاف معنی‌داری مشاهده شد. بدین معنی که فوتبالیست‌های مرد دارای لوردوز افزایش‌یافته کمری بعد از پرش‌فرود در راستای داخلی‌خارجی نسبت به فوتبالیست‌های مرد دارای لوردوز طبیعی دیرتر به ثبات می‌رسیدند که احتمالاً به‌دلیل کوتاهی و سفتی عضله مربع کمری یک‌طرفه یا دوطرفه باشد، اما در دو جهت قدامی‌خلفی و عمودی تفاوت وجود نداشت. به نظر می‌رسد افراد دارای لوروز افزایش‌یافته کمری به‌دلیل جابه‌جایی مرکز ثقل و موقعیت خط ثقل نسبت به محدوده سطح اتکا و همچنین مختل شدن سازگارهای فیزیولوژیکی مهم در هر سطح تعادل پویا، دارای تعادل کمتری نسبت به افراد دارای لوردوز طبیعی هستند. در همین راستا، نورسته و همکاران [۳۸] در تحقیقی نشان دادند که بین تعادل ایستا و پویا در دو گروه با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

در تحقیق دیگر، اسلامی و همکاران [۳۹] گزارش کردند اختلاف معنی‌داری بین تعادل پویای افراد با و بدون لوردوز افزایش‌یافته کمری وجود دارد و ناهنجاری وضعیتی لوردوز افزایش‌یافته کمری با کاهش استقامت عضلات مرکزی تنه، توانایی فرد را در کنترل وضعیتی پویا کاهش می‌دهد و در انجام فعالیت‌های نیازمند تعادل، اختلال ایجاد می‌کند. بنابراین، ناحیه کمری‌لگنی قوی و پایدار، انتقال مؤثر نیروها را از زمین برای ایجاد حرکات و تولید گشتاور در اندام‌ها تسهیل می‌کند. تنه قوی و پایدار یک پایه محکم و استوار را برای گشتاورهای ایجادشده در اندام‌ها فراهم می‌کند، زیرا ناحیه مرکز بدن تقریباً مرکز زنجیره حرکتی تمام فعالیت‌های ورزشی است.

نتیجه‌گیری

تحقیق حاضر نشان داد راستای غیرطبیعی ستون فقرات (لوردوز افزایش‌یافته کمری) می‌تواند به‌عنوان یک عامل خطرزا، شاخص تعادلی (تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری) به‌خصوص در صفحه فرونتال را تحت‌الشعاع قرار دهد که احتمالاً به‌دلیل کوتاهی و سفتی عضله مربع کمری یک‌طرفه یا دوطرفه باشد، اما بر روی شاخص تعادلی (تغییرات مرکز فشار و زمان رسیدن به پایداری) در صفحه ساجیتال و در جهت عمودی تأثیری نداشته است. بنابراین بهبود ناهنجاری لوردوز افزایش‌یافته کمری، به‌خصوص در ورزشکاران ممکن است به بهبود در کنترل پاسچر در شاخص‌های تعادلی منجر شود .

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل دستورالعمل کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره IR.UT.SPORT.REC.1400.015 دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه آقای مصطفی ورمزیار در دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران می‌باشد و هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت‌نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده سازی این مقاله مشارکت یکسان داشتند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان تمام بازیکن‌های فوتبال که در این پژوهش شرکت کردند و همچنین از همکاری مربیان و پزشکان تیم‌ها تقدیر و تشکر می‌کنند.

References

[1] Kazman JB, Galecki JM, Lisman P, Deuster PA, O'Connor FG. Factor structure of the functional movement screen in marine officer candidates. Journal of Strength and Conditioning Research. 2014; 28(3):672-8. [DOI:10.1519/JSC.0b013e3182a6dd83] [PMID]

[2] Morgan EA, Johnson ST, Bovbjerg VE, Norcross MF. Associations between player age and club soccer coaches' perceptions of injury risk and lower extremity injury prevention program use. International Journal of Sports Science & Coaching. 2017; 13(1):122-8. [DOI:10.1177/1747954117707480]

[3] Hilska M, Leppänen M, Vasankari T, Aaltonen S, Kannus P, Parkkari J, et al. Neuromuscular training warm-up prevents acute noncontact lower extremity injuries in children's soccer: A cluster randomized controlled trial. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2021; 9(4):23259671211005769. [DOI:10.1177/23259671211005769] [PMID]

[4] Hilska M, Leppänen M, Vasankari T, Clarsen B, Aaltonen S, Bahr R, et al. Neuromuscular training warm-up in the prevention of overuse lower extremity injuries in children's football: A cluster-randomized controlled trial. Translational Sports Medicine. 2021; 4(6):849-58. [DOI:10.1002/tsm2.289]

[5] Morishige Y, Harato K, Kobayashi S, Niki Y, Matsumoto M, Nakamura M, et al. Difference in leg asymmetry between female collegiate athletes and recreational athletes during drop vertical jump. Journal of Orthopaedic Surgery and Research. 2019; 14(1):424. [DOI:10.1186/s13018-019-1490-5] [PMID]

[6] Yanagisawa S, Sato N, Shimizu M, Saito K, Yamamoto A, Takagishi K. Relation among the knee, sagittal spinal alignment, and the spinal range of motion: Investigation in local medical check-ups using the SpinalMouse. Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology. 2015; 2(2):68-71. [DOI:10.1016/j.asmart.2015.01.002] [PMID]

[7] O'Connor S, McCaffrey N, Whyte EF, Moran KA. Can a standardized visual assessment of squatting technique and core stability predict injury? Journal of Strength and Conditioning Research. 2020; 34(1):26-36. [DOI:10.1519/JSC.0000000000003262] [PMID]

[8] Jankowicz-Szymańska A, Fałatowicz M, Smoła E, Błyszczuk R, Wódka K. Relationship between frontal knee position and the degree of thoracic kyphosis and lumbar lordosis among 10-12-year-old children with normal body weight. Plos One. 2020; 15(7):e0236150. [DOI:10.1371/journal.pone.0236150] [PMID]

[9] Murata Y, Takahashi K, Yamagata M, Hanaoka E, Moriya H. The knee-spine syndrome. Association between lumbar lordosis and extension of the knee. The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume. 2003; 85(1):95-9. [DOI:10.1302/0301-620X.85B1.13389] [PMID]

[10] Nakatsuji S, Kawada M, Takeshita Y, Matsuzawa Y, Hata K, Araki S, Kiyama R. Effect of unilateral knee extension restriction on the lumbar region during gait. Journal of Healthcare Engineering. 2022; 2022:1151753. [DOI:10.1155/2022/1151753] [PMID]

[11] Wilmanns N, Beckmann A, Nicolini LF, Herren C, Sobottke R, Hildebrand F, et al. Biomechanical in vitro and finite element study on different sagittal alignment postures of the lumbar spine during multiaxial daily motion. Journal of Biomechanical Engineering. 2022; 144(7):071001. [DOI:10.1115/1.4053083] [PMID]

[12] Saraceni N, Kent P, Ng L, Campbell A, Straker L, O'Sullivan P. To flex or not to flex? Is there a relationship between lumbar spine flexion during lifting and low back pain? A systematic review with meta-analysis. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2020; 50(3):121-30. [DOI:10.2519/jospt.2020.9218] [PMID]

[13] Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. Gait & Posture. 2009; 29(3):494-8. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2008.11.011] [PMID]

[14] Been E, Kalichman L. Lumbar lordosis. The Spine Journal. 2014; 14(1):87-97. [DOI:10.1016/j.spinee.2013.07.464] [PMID]

[15] Onyemaechi NOC. Evaluation of lumbar angles and their clinical correlates in a Nigerian population. International Journal of Research in Medical Sciences. 2016; 4(6):2018-23. [Link]

[16] Carmichael MA, Thomson RL, Moran LJ, Wycherley TP. The impact of menstrual cycle phase on athletes' performance: A narrative review. International Journal of Environmental Research and Public Health. 2021; 18(4):1667. [DOI:10.3390/ijerph18041667] [PMID]

[17] Krkeljas Z. Comparison of jump-landing protocols with Biodex Balance System as measures of dynamic postural stability in athletes. Sports Biomechanics. 2018; 17(3):371-82. [DOI:10.1080/14763141.2017.1348537] [PMID]

[18] Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine. 2002; 27(17):1911-7. [DOI:10.1097/00007632-200209010-00018] [PMID]

[19] Murray HC, Elliott C, Barton SE, Murray A. Do patients with ankylosing spondylitis have poorer balance than normal subjects? Rheumatology. 2000; 39(5):497-500. [DOI:10.1093/rheumatology/39.5.497] [PMID]

[20] Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlü E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. Rheumatology. 2006; 45(4):445-8. [DOI:10.1093/rheumatology/kei192] [PMID]

[21] Kenville R, Maudrich T, Körner S, Zimmer J, Ragert P. Effects of short-term dynamic balance training on postural stability in school-aged football players and gymnasts. Frontiers in Psychology. 2021; 12:767036. [DOI:10.3389/fpsyg.2021.767036] [PMID]

[22] Dvorak J, Junge A. Football injuries and physical symptoms. A review of the literature. The American Journal of Sports Medicine. 2000; 28(5 Suppl):S3-9. [DOI:10.1177/28.suppl_5.s-3] [PMID]

[23] Pappas E, Carpes FP. Lower extremity kinematic asymmetry in male and female athletes performing jump-landing tasks. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012; 15(1):87-92. [DOI:10.1016/j.jsams.2011.07.008] [PMID]

[24] Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi T, Tavanai A, Moussavi S. The Iranian flexible ruler reliability and validity in lumbar lordosis measurements. World J Sport Sci. 2009; 2(2):95-9. [Link]

[25] Thigpen CA, Padua DA, Michener LA, Guskiewicz K, Giuliani C, Keener JD, et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010; 20(4):701-9. [DOI:10.1016/j.jelekin.2009.12.003] [PMID]

[26] Donohue MR, Ellis SM, Heinbaugh EM, Stephenson ML, Zhu Q, Dai B. Differences and correlations in knee and hip mechanics during single-leg landing, single-leg squat, double-leg landing, and double-leg squat tasks. Research in Sports Medicine. 2015; 23(4):394-411. [DOI:10.1080/15438627.2015.1076413] [PMID]

[27] Fransz DP, Huurnink A, de Boode VA, Kingma I, van Dieën JH. Time to stabilization in single leg drop jump landings: an examination of calculation methods and assessment of differences in sample rate, filter settings and trial length on outcome values. Gait & Posture. 2015; 41(1):63-9. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2014.08.018] [PMID]

[28] Liu K, Heise GD. The effect of jump-landing directions on dynamic stability. Journal of Applied Biomechanics. 2013; 29(5):634-8. [DOI:10.1123/jab.29.5.634] [PMID]

[29] Izadi Farhadi MH, Seidi F, Minoonejad H, Thomas AC. Differences in gluteal and quadriceps muscle activation among adults with and without lumbar hyperlordosis. Journal of Sport Rehabilitation. 2020; 29(8):1100-05. [DOI:10.1123/jsr.2019-0112] [PMID]

[30] Fernandes VLS, Ribeiro DM, Fernandes LC, Menezes RLd. Postural changes versus balance control and falls in community-living older adults: A systematic review. Fisioterapia em Movimento. 2018; 31:e003125. [DOI:10.1590/1980-5918.031.AO25]

[31] Hides JA, Donelson R, Lee D, Prather H, Sahrmann SA, Hodges PW. Convergence and divergence of exercise-based approaches that incorporate motor control for the management of low back pain. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2019; 49(6):437-52. [DOI:10.2519/jospt.2019.8451] [PMID]

[32] Babakhani F, Hatefi M, Heydarain M, Barzegar M. Comparison of changes in center of pressure and time to stabilization in students with and without hyperlordosis. Journal of Sport Biomechanics. 2018; 4(3):62-73. [DOI:10.32598/biomechanics.4.3.62]

[33] Bruyneel AV, Chavet P, Bollini G, Allard P, Mesure S. The influence of adolescent idiopathic scoliosis on the dynamic adaptive behaviour. Neuroscience Letters. 2008; 447(2-3):158-63. [DOI:10.1016/j.neulet.2008.10.007] [PMID]

[34] Fader RR, Tao MA, Gaudiani MA, Turk R, Nwachukwu BU, Esposito CI, et al. The role of lumbar lordosis and pelvic sagittal balance in femoroacetabular impingement. The Bone & Joint Journal. 2018; 100-B(10):1275-9. [DOI:10.1302/0301-620X.100B10.BJJ-2018-0060.R1] [PMID]

[35] Gubbels CM, Werner JT, Oakley PA, Harrison DE. Reduction of thoraco-lumbar junctional kyphosis, posterior sagittal balance, and increase of lumbar lordosis and sacral inclination by Chiropractic BioPhysics® methods in an adolescent with back pain: A case report. Journal of Physical Therapy Science. 2019; 31(10):839-43. [DOI:10.1589/jpts.31.839] [PMID]

[36] Żurawski AŁ, Kiebzak WP, Kowalski IM, Śliwiński G, Śliwiński Z. Evaluation of the association between postural control and sagittal curvature of the spine. Plos One. 2020; 15(10):e0241228. [DOI:10.1371/journal.pone.0241228] [PMID]

[37] Gardocki RJ, Watkins RG, Williams LA. Measurements of lumbopelvic lordosis using the pelvic radius technique as it correlates with sagittal spinal balance and sacral translation. The Spine Journal. 2002; 2(6):421-9. [DOI:10.1016/S1529-9430(02)00426-6] [PMID]

[38] Norasteh AA, Hosseini R, Daneshmandi H, Shah Heidari S. [Balance assessment in students with hyperkyphosis and hyperlordosis (Persian)]. Sport Sciences and Health Research. 2014; 6(1):57-71. [Link]

[39] Eslami R, Bahrami D, Mohsenzadeh H, Shahali H. Dynamic and static postural control among fighter pilots with spinal sagittal plane deformities. Medical journal, Armed Forces India. 2021; 77(4):459-65. [DOI:10.1016/j.mjafi.2021.03.017] [PMID]