

Research Paper



Investigation of Chronic Ankle Instability in Athletes Using Artificial Neural Networks

*Shahram Ahanjan¹, Komeil Dashti Rostami², Ali Jalalvand³

1. Department of Sport Sciences and Health, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

1. Department of Motor Behavior and Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.

1. Department of Sport Biomechanics, Ha.C., Islamic Azad University, Hamedan, Iran.



Citation: Ahanjan S, Dashti Rostami K, Jalalvand A. Investigation of Chronic Ankle Instability in Athletes Using Artificial Neural Networks. Journal of Sport Biomechanics.2026;12(1):70-88.
<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.70>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.70>



Article Info:

Received: 27 September 2025

Accepted: 30 October 2025

Available Online: 1 November 2025

Keywords:

Chronic ankle instability,
Athletes, Artificial neural
network

ABSTRACT

Objective An artificial neural network (ANN) is an information-processing concept inspired by the biological nervous system, capable of handling data in a manner similar to the human brain. The key feature of this approach is its architecture, which consists of numerous interconnected processing elements that operate collectively to solve complex problems. Chronic ankle instability (CAI) is one of the most common and troublesome sequelae of acute ankle sprains. It is typically attributed to mechanical and functional instability, yet these categories do not fully capture the range of pathological conditions contributing to CAI. Therefore, the present study aimed to estimate and classify chronic ankle instability in athletes using artificial neural networks.

Methods Forty athletes participated in this study and were divided into two groups: 20 athletes with chronic ankle instability and 20 without a history of ankle injury. The analyzed variables included height, weight, forefoot width, foot pronation, active and passive dorsiflexion, plantarflexion, inversion, and eversion ranges of motion (ROM), static postural control, and performance in the Illinois agility test. Independent t-tests and discriminant analyses were used for statistical comparisons. Subsequently, ANN modeling was applied to identify the most influential predictors of CAI.

Results Data modeling with the optimal neural network achieved an R value of 0.9997, with a minimal error between the experimental and predicted data, indicating very high predictive accuracy. The ANN results identified forefoot width and passive inversion ROM as the most critical factors influencing ankle instability.

Conclusion The artificial neural network demonstrated exceptional accuracy in predicting ankle instability. The findings suggest that increased forefoot width and excessive inversion range of motion are major contributors to chronic ankle instability. Preventive strategies such as the use of ankle braces or taping are recommended for athletes exhibiting these characteristics.

* Corresponding Author:

Shahram Ahanjan

Address: Department of Physical Education & Sports Science, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.

E-mail: ahanjan@aut.ac.ir

This is an open access article under the terms of the [Creative Commons Attribution License \(CC BY 4.0\)](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

© 2026 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Extended Abstract

1. Introduction

In the past decade, scientific progress has been profoundly driven by advances in computational hardware and algorithmic development. High-speed information processing has accelerated data-driven discoveries across a wide range of disciplines. Despite these technological breakthroughs, the human brain remains the most efficient and adaptable model for information processing. Consequently, much of artificial intelligence research has focused on developing computational systems that emulate brain-inspired mechanisms for problem-solving (1, 2). An artificial neural network (ANN) is an information-processing architecture modeled after the biological nervous system. These networks consist of interconnected processing units capable of learning complex nonlinear relationships from data, enabling them to perform classification, prediction, and pattern recognition tasks (2).

Chronic ankle instability (CAI) is a common and debilitating consequence of acute lateral ankle sprains, often associated with recurrent “giving-way” episodes, restricted range of motion, reduced performance, and pain (3). Epidemiological evidence indicates that a considerable proportion of individuals experience persistent instability and functional limitations following an initial sprain (4, 5). Clinically, CAI is traditionally categorized into two domains: mechanical instability, resulting from ligamentous laxity, and functional instability, arising from deficits in proprioception and neuromuscular control. However, recent perspectives emphasize that CAI represents a multifactorial condition encompassing anatomical, biomechanical, and sensorimotor impairments (5, 6). Emerging studies have demonstrated that machine learning and neural network models can effectively predict athletic performance based on physiological and biomechanical parameters. These models often outperform traditional statistical approaches in talent identification, injury prediction, and performance profiling across various sports disciplines (7). Moreover, recent literature highlights the combined influence of joint geometry (mortise and syndesmosis), ligament integrity, talar positioning, and sensorimotor feedback on ankle stability. Consequently, modern rehabilitation strategies advocate a comprehensive approach that simultaneously addresses ligamentous laxity, joint mechanics, and neuromuscular deficits (5, 8). Dynamic balance deficits, delayed peroneal muscle activation, and mechanical indices—such as increased inversion laxity or anterior talar translation—have been identified as major predictors of CAI. Multivariate approaches integrating these parameters demonstrate superior classification accuracy compared with single functional tests (4, 9). Recently, neural network and machine learning algorithms have been increasingly applied to predict sports injuries and monitor performance. Accumulating evidence suggests that these tools can identify athletes at elevated risk by modeling the complex, nonlinear interactions among multiple risk factors (7, 10). However, limited research has explored the use of artificial neural networks specifically for predicting chronic ankle instability in athletes, underscoring the need for further investigation.

2. Methods

This study included forty male athletes from various sports disciplines, all of whom had at least two years of national league experience. Twenty athletes with chronic ankle instability (CAI) were selected based on a history of severe lateral ankle sprains, recurrent episodes of instability, and absence of prior rehabilitation. The control group consisted of twenty athletes with no previous history of ankle injury. Exclusion criteria for the CAI group included bilateral instability, ankle fractures, and prior ankle surgery. Participants' anthropometric characteristics were first measured following standardized procedures. Height was recorded in a barefoot, upright standing position with the heels, hips, and shoulders touching a vertical surface (11). Body weight was measured using a calibrated digital scale while participants stood barefoot and in light clothing; weight was recorded to the nearest 0.1 kg (12). Forefoot width was determined using a footprint method on graph paper. While standing barefoot and bearing full weight, the widest medial and lateral points of the forefoot were marked, and the distance between them was measured in millimeters (13). Foot pronation was evaluated using the navicular drop test, which quantifies the difference in navicular bone height between non-weight-bearing (seated) and weight-bearing (standing) positions (14). Active and passive ranges of motion (ROM) for dorsiflexion and plantarflexion were assessed using a standard goniometer while participants sat with their legs hanging freely.

Table 1. Participant Characteristics in the Two Groups

Variable	Chronic Ankle Instability		Control	
	Mean	Standard Deviation	Mean	Standard Deviation
Age (years)	23.2	3	22.6	2.4
Weight (kg)	79.5	7.9	85.6	11.6
Height (cm)	184.7	7.56	185.8	7.5
Years of Sports Experience (years)	6.1	2.4	7.5	2.6

Table 2. Distribution of Participant Abundance by Sport

	Basketball		Volleyball		Football		Wrestling	
	Abundance	%	Abundance	%	Abundance	%	Abundance	%
Chronic Ankle Instability	8	%40	5	%25	4	%20	3	%15
Control	6	%30	7	%35	2	%10	5	%25
Total	14	%35	12	%30	6	%15	8	%20

The medial malleolus served as the axis, and the goniometer arms were aligned accordingly. Participants performed the movement for active ROM, while the examiner performed it for passive ROM (15, 16). Similarly, active and passive inversion ROM was measured with the goniometer axis placed at the medial head of the first metatarsal and the arms positioned at 90°. Active measurements were performed by the participant, and passive measurements by the examiner (15, 16). Eversion ROM was assessed in the same position, with the goniometer axis located at the lateral head of the fifth metatarsal; the stationary arm aligned with the lower leg, and the moving arm placed along the plantar surface of the foot. Each measurement was repeated twice, and if the difference between trials exceeded five degrees, a third measurement was taken; the mean of the two closest values was recorded (17). Static postural control was evaluated using a modified Romberg test, in which participants stood on one leg with the opposite knee flexed to 90°, arms crossed over the chest, and eyes closed. Balance was considered normal if the participant maintained the position for more than 15 seconds, and abnormal otherwise. This test has demonstrated high intra-rater reliability ($R = 0.89$) (18, 19). Agility performance was assessed using the Illinois Agility Test, which involves a 10-meter-long and 5-meter-wide course marked with cones (20). Each participant completed the course twice at maximal speed while maintaining accuracy, coordination, and balance, and the average time of both trials was recorded. Statistical analyses were conducted using independent t-tests to compare groups and discriminant analysis to identify variables with the greatest discriminative power.

3. Results

Table 1 summarizes the descriptive characteristics of the participants, including age, body mass, height, and years of sports experience, across the two study groups. Table 2 presents the distribution of athletes according to their respective sports disciplines. A total of forty data sets were analyzed, each comprising fourteen input variables and one output variable. Several neural-network configurations were tested to identify the model that produced the highest predictive accuracy. The optimal structure consisted of a feed-forward back-propagation network with fourteen input neurons, twelve hidden neurons, and one output neuron. Sigmoid activation functions were employed in both the hidden and output layers to enable nonlinear mapping and to constrain the output values between 0 and 1. The network was trained using 70% of the available data, while the remaining 30% were reserved for testing. The convergence of the training process was confirmed by the progressive reduction in error and the close correspondence between predicted and actual outputs. The training-error plot and output-comparison curve demonstrated high model stability and precision. The linear regression analysis yielded an R value of 0.9997, indicating an excellent fit between the predicted and experimental data and confirming the superior predictive performance of the neural-network model.

4. Discussion

The findings of this study showed no significant difference in body mass index (BMI) between athletes with and without chronic ankle instability (CAI). Previous research on military populations has reported contrasting results. Waterman et al. (2010) found that individuals who sustained ankle sprains exhibited higher mean height, weight, and BMI than healthy controls, suggesting that elevated BMI may increase the risk of ankle sprains in military settings (21). This association has been attributed to a greater moment of inertia around the ankle joint, which imposes higher mechanical stress on surrounding tissues—particularly when external loads such as backpacks are carried (22). The discrepancy between the current findings and those of Milgrom et al. (23) may reflect differences in methodology, participant characteristics, sample size, or measurement techniques. A significant difference was observed in forefoot width between groups: athletes with CAI demonstrated a greater mean forefoot width (10.59 ± 0.48 cm) compared with controls (10.12 ± 0.41 cm). This aligns with prior evidence suggesting that wider feet are associated with an increased risk of recurrent ankle sprains (22, 24). Biomechanically, a wider forefoot may lengthen the inversion lever arm, thereby increasing the mechanical load on the lateral ligaments of the ankle and predisposing the joint to instability.

No significant difference was found in foot pronation between groups, consistent with the findings of Martin et al. (2013) and Maeda et al. (2023) (25, 26). The conventional static classification of foot type (pronated, supinated, or neutral) may not adequately reflect dynamic biomechanical abnormalities under injury-relevant conditions. Hence, future studies should employ more sensitive, task-specific assessments of foot-ground interaction during functional and high-risk movements to better characterize injury susceptibility. Similarly, no significant differences were observed in active or passive dorsiflexion range of motion (ROM) between the groups, corroborating the findings of Vomacka et al. (2019) (27). Active inversion ROM also did not differ significantly, likely due to sufficient neuromuscular control and proprioceptive feedback in both groups. However, a significant difference was identified in passive inversion ROM, which was greater in the CAI group ($41.2 \pm 2.87^\circ$) than in controls ($38.8 \pm 3.05^\circ$). This result is consistent with Hubbard et al. (2007) (28) and may indicate deficient passive restraint provided by non-contractile tissues, such as the lateral ligaments and joint capsule, that were inadequately rehabilitated following the initial injury. No significant group differences were found in Illinois Agility Test performance, echoing the observations of Sarvestan and Svoboda (2019) (29). Although athletes with CAI often report subtle or subjective instability, these symptoms do not necessarily impair their measurable functional agility.

The discriminant analysis model incorporating eight variables effectively differentiated between the CAI and healthy groups. The model achieved a correct classification rate of 85% for healthy participants, 80% for those with CAI, and 82.5% overall. Among the predictors, forefoot width ($r = 0.54$) and passive inversion ROM ($r = 0.51$) demonstrated the highest correlations with the discriminant function, underscoring their substantial contribution to chronic ankle instability. Collectively, these findings suggest that increased forefoot width and excessive passive inversion range of motion are key biomechanical risk factors for CAI and should be targeted in preventive and rehabilitative strategies for athletes.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

There were no ethical considerations to be addressed in this research.

Funding

This research did not receive any grants from funding agencies in the public, commercial, or non-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally to preparing the article.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest

مقاله پژوهشی

بررسی ناپایداری مژمن مچ پا در ورزشکاران با استفاده از شبکه عصبی مصنوعی

*شهرام آهنگان^۱، کامیل دشتی رستمی^۲، علی جلالوند^۳

۱. گروه علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک)، تهران، ایران.

۲. گروه رفتار حرکتی و بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

Use your device to scan and read the article online



Citation: Ahanjan S, Dashti Rostami K, Jalalvand A. Investigation of Chronic Ankle Instability in Athletes Using Artificial Neural Networks. Journal of Sport Biomechanics. 2026;12(1):70-88.
<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.70>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.70>

چکیده

هدف شبکه عصبی مصنوعی الگویی الهام گرفته از سیستم عصبی انسان است که اطلاعات را به صورت مشابه مغز پردازش می کند. ناپایداری مژمن مچ پا یکی از شایع ترین عوارض اسپرین های حاد است که تنها با دو عامل مکانیکی و عملکردی توضیح داده نمی شود. هدف این پژوهش، پیش بینی ناپایداری مژمن مچ پا در ورزشکاران با استفاده از شبکه های عصبی مصنوعی بود.

روش ها ۴۰ آزمودنی در قالب دو گروه (۲۰ ورزشکار با ناپایداری مژمن مچ پا و ۲۰ ورزشکار بدون سابقه آسیب مچ پا) به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. متغیرهای مورد مطالعه این پژوهش قد، وزن، پهنای قسمت قدامی پا، پرونیشن پا، دامنه حرکتی فعال و غیرفعال دورسی فلکشن، دامنه حرکتی فعال و غیرفعال پلاتارفلکشن، دامنه حرکتی فعال و غیرفعال اینورژن، دامنه حرکتی فعال و غیرفعال اورژن، کنترل استاتیک پاسچرال و آزمون چابکی ایلینویز بودند که در بین آزمودنی های دو گروه مورد ارزیابی قرار گرفتند. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از آزمون های t مستقل و تحلیل تشخیصی انجام گرفت.

یافته ها در تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از شبکه های عصبی مصنوعی، داده ها مدل سازی شدند. با استفاده از بهترین شبکه عصبی $R = 0.9997$ و درصد خطا بین داده های تجربی و شبکه حدود 10^{-14} مشاهده شد که نشان دهنده دقت بسیار بالای شبکه عصبی می باشد. نتایج شبکه نشان دهنده این بود که پهنای قسمت قدامی پا و دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن مهم ترین عوامل تأثیرگذار بر آسیب دیدگی مچ پا می باشند.

نتیجه گیری شبکه عصبی مصنوعی قادر به پیشگویی آسیب دیدگی مچ پا با دقت بسیار بالا بود. این تحقیق نشان داد که پهنای جلوی پا و دامنه حرکتی بیش از حد اینورژن، اصلی ترین عوامل ناپایداری مژمن مچ پا هستند و توصیه می کند ورزشکارانی که پاهای پهن و دامنه حرکتی بیش از حد اینورژن دارند، از وسایل محافظتی مانند بریس و باندپیچی استفاده کنند.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۵ مهر ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۸ آبان ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱۰ آبان ۱۴۰۴

کلید واژه ها:

ناپایداری مژمن مچ پا،
ورزشکاران، شبکه عصبی
مصنوعی

*نویسنده مسئول:

شهرام آهنگان

آدرس: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک)، تهران، ایران.

ایمیل: ahanjan@aut.ac.ir

مقدمه

در دهه اخیر، پیشرفت علمی به شدت تحت تأثیر پیشرفت‌های سخت‌افزاری و الگوریتمی در محاسبات بوده است؛ توان پردازش اطلاعات با سرعت بالا موجب تسریع کشفیات داده‌محور در حوزه‌های مختلف شده است. با این حال، مغز انسان همچنان الگوی اصلی پردازش کارآمد و انعطاف‌پذیر اطلاعات به‌شمار می‌رود و بسیاری از تلاش‌ها در هوش مصنوعی بر پایه‌ی اصول الهام‌گرفته از مغز برای ایجاد سیستم‌های محاسباتی با قابلیت‌های حل مسئله متمرکز شده‌اند (۱، ۲). شبکه عصبی مصنوعی^۱ معماری پردازش اطلاعاتی است که با الهام از سیستم عصبی زیستی طراحی شده است. این شبکه‌ها از مجموعه‌ای از واحدهای پردازشی ساده تشکیل می‌شوند که با یادگیری روابط غیرخطی پیچیده از داده‌ها، قادر به انجام وظایفی مانند طبقه‌بندی و پیش‌بینی هستند (۲). بی‌ثباتی مزمن مچ پا اغلب با محدودیت دامنه حرکتی، عملکرد ضعیف و درد همراه است (۳). بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌طور معمول با تجربه مکرر «خالی کردن» مچ پس از پیچ‌خوردگی جانبی همراه است و یکی از شایع‌ترین پیامدهای طولانی‌مدت چنین آسیب‌هایی محسوب می‌شود. مطالعات اپیدمیولوژیک اخیر نشان می‌دهند که درصد قابل‌توجهی از افراد پس از پیچ‌خوردگی، دچار اختلالات عملکردی و بی‌ثباتی پایدار می‌شوند (۴، ۵). از دیدگاه بالینی، بی‌ثباتی مزمن مچ پا معمولاً به دو حوزه اصلی تقسیم می‌شود: بی‌ثباتی مکانیکی که ناشی از شلی لیگامانی است و بی‌ثباتی عملکردی که به دلیل نقص در حس عمقی و کنترل عصبی-عضلانی بروز می‌کند. با این حال، مدل‌های اخیر تأکید دارند که این اختلال صرفاً یک تقسیم‌بندی دوگانه نیست، بلکه ترکیبی از ناهنجاری‌های آناتومیک، بیومکانیکی و حس حرکتی به‌شمار می‌رود (۵، ۶). مرورهای جدید نشان داده‌اند که یادگیری ماشین و مدل‌های شبکه عصبی می‌توانند عملکرد ورزشی را بر اساس ورودی‌های فیزیولوژیک و بیومکانیکی با دقت بالا پیش‌بینی کنند. این رویکردها در شناسایی استعداد و مدل‌سازی عملکرد ورزشی در رشته‌های مختلف، برتری خود را نسبت به مدل‌های آماری سنتی نشان داده‌اند (۷). مرورهای اخیر بر نقش یکپارچه‌ی هندسه مفصل (مورتیس و سندسموزیس)، لیگامان‌ها، موقعیت تالوس و بازخورد حس حرکتی در پایداری مچ پا تأکید دارند. راهبردهای درمانی نیز توصیه می‌کنند که بی‌ثباتی مزمن مچ پا به‌صورت جامع، شامل اصلاح شلی لیگامانی، مکانیک مفصل و اختلالات عصبی-عضلانی، مورد توجه قرار گیرد (۵، ۸). مطالعات جدید نشان داده‌اند که تعادل پویا، تأخیر واکنش عضلات پروئال و شاخص‌های مکانیکی مانند افزایش لقی اینورژن یا جابجایی قدامی، عوامل مهمی در پیش‌بینی بی‌ثباتی مزمن مچ پا هستند. مدل‌های چندمتغیره که این متغیرها را ترکیب می‌کنند، در طبقه‌بندی بیماران نسبت به آزمون‌های منفرد عملکرد بهتری دارند (۴، ۹). برخلاف گذشته، پژوهش‌های اخیر از شبکه‌های عصبی و الگوریتم‌های یادگیری ماشین برای پیش‌بینی خطر آسیب‌های ورزشی و پایش عملکرد استفاده کرده‌اند و شواهدی رو به رشد نشان می‌دهند که این ابزارها قادر به شناسایی ورزشکاران در معرض خطر بالا و تحلیل تعامل پیچیده‌ی عوامل خطر هستند (۷، ۱۰). در ادبیات تحقیق، تحقیقات محدودی مبنی بر استفاده از شبکه‌های عصبی مصنوعی برای پیش‌بینی آسیب‌های ورزشی وجود نداشت.

روش شناسی

تعداد ۴۰ ورزشکار مرد (بسکتبالیست‌ها، والیبالیست‌ها و فوتبالیست‌ها و کشتی‌گیرها) با سابقه حداقل ۲ سال حضور در لیگ‌های کشور به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. ۲۰ آزمودنی (میانگین سنی $22/4 \pm 2/6$) با استفاده از پرسشنامه و گزارش توسط خود

آزمودنی ادر گروه ناپایداری مزمن مچ پا و ۲۰ آزمودنی (میانگین سنی $23/2 \pm 3$) در گروه کنترل بدون سابقه آسیب مچ پا قرار داشتند. هنگام انتخاب نمونه و تقسیم آن به گروه‌ها، ورزشکاران بر اساس رشته ورزشی تطبیق یافتند. به این صورت که برای هر فوتبالیست در گروه اول، یک فوتبالیست در گروه دوم قرار می‌گرفت و به همین ترتیب برای سایر رشته‌ها. معیارهای انتخاب آزمودنی‌های گروه ناپایداری مزمن مچ پا شامل سابقه حداقل یک اسپرین خارجی شدید که در آن آزمودنی قادر به تحمل وزن روی پای مبتلا نبود، تکرار حداقل یک‌بار آسیب خارجی مچ پا یا احساس ناپایداری و خالی کردن و عدم شرکت در برنامه توان بخشی بود. معیار حذف آزمودنی‌ها در گروه ناپایداری مزمن مچ پا شامل ناپایداری دو طرفه مچ پا، سابقه شکستگی مچ پا و سابقه جراحی مچ پا بود. حجم نمونه نسبتاً کوچک این مطالعه، امکان تعمیم گسترده نتایج به همه جامعه ورزشکاران را با احتیاط روبرو می‌سازد.

نحوه اندازه‌گیری‌ها

اندازه‌گیری قد:

قد شرکت‌کنندگان در حالی اندازه‌گیری شد که آن‌ها بدون کفش و در وضعیت ایستاده و صاف مقابل استادیومتر قرار گرفتند، به گونه‌ای که پاشنه‌ها، باسن و شانه‌ها با سطح عمودی در تماس بوده و سر در صفحه‌ی فرانکفورت قرار داشت. قطعه متحرک استادیومتر تا بالای سر پایین آورده شد و قد با دقت تا نزدیک‌ترین میلی‌متر ثبت گردید (۱۱).

اندازه‌گیری وزن:

وزن با استفاده از یک ترازوی دیجیتال کالیبره‌شده که روی سطح محکم و صاف قرار گرفته بود، اندازه‌گیری شد. شرکت‌کنندگان بدون کفش و با پوشش سبک روی ترازو ایستادند و وزن با دقت تا ۰٫۱ کیلوگرم ثبت گردید (۱۲).

اندازه‌گیری عرض قدامی پا:

عرض قدامی پا از روی ردپای تحمل‌کننده وزن که با روش استاندارد ثبت ردپا به دست آمد، اندازه‌گیری شد. نقاط داخلی و خارجی جلوی پا شناسایی و فاصله بین آن‌ها با کولیس تا نزدیک‌ترین میلی‌متر محاسبه شد (۱۳).

اندازه‌گیری پرونیشن پا:

پرونیشن پا با استفاده از آزمون افت ناویکولار^۲ ارزیابی شد. این آزمون اختلاف ارتفاع ناویکولار را بین وضعیت بدون تحمل وزن (نشسته) و تحمل وزن (ایستاده) اندازه‌گیری می‌کند. این روش به عنوان یک ارزیابی بالینی معتبر برای پرونیشن پا گزارش شده است (۱۴).

اندازه‌گیری دامنه حرکتی فعال و غیرفعال دورسی فلکشن و پلانتارفلکشن:

1. Self-reported
2. Navicular Drop Test

دامنه حرکتی مفصل مچ پا با گونیامتر عمومی اندازه‌گیری شد. شرکت‌کنندگان در لبه میز نشستند و پاها آزادانه آویزان بود. محور گونیامتر روی قوزک داخلی قرار گرفت، بازوی ثابت در امتداد استخوان درشت‌نی و بازوی متحرک در امتداد استخوان متاتارس اول قرار داده شد. دامنه حرکتی فعال در حین حرکت ارادی شرکت‌کننده و دامنه حرکتی غیرفعال هنگام حرکت مفصل توسط آزمونگر ثبت گردید (۱۵، ۱۶).

اندازه‌گیری دامنه حرکتی فعال و غیرفعال اینورژن:

دامنه حرکتی اینورژن مچ پا در وضعیت نشسته و آویزان بودن پاها اندازه‌گیری شد. محور گونیامتر روی سر داخلی استخوان متاتارس اول قرار گرفت و بازوها در زاویه ۹۰ درجه تنظیم شدند. حرکت فعال توسط شرکت‌کننده و حرکت غیرفعال توسط آزمونگر انجام شد (۱۵، ۱۶).

اندازه‌گیری دامنه حرکتی فعال و غیرفعال اورژن:

برای اورژن، محور گونیامتر روی سر خارجی استخوان متاتارس پنجم قرار گرفت. بازوی ثابت موازی با ساق پا و بازوی متحرک در امتداد سطح پلانتار پا تنظیم شد. هر دو حالت فعال و غیرفعال اندازه‌گیری شدند. اگر دو اندازه‌گیری بیش از ۵ درجه اختلاف داشت، بار سوم اندازه‌گیری شد و میانگین دو مقدار نزدیک‌تر ثبت گردید (۱۷).

ارزیابی کنترل پاسچر ایستا:

تعادل ایستا با استفاده از تست رومبرگ تعدیل‌شده در حالت ایستادن روی یک پا سنجیده شد. شرکت‌کنندگان روی یک پا ایستادند، پای مقابل در زاویه ۹۰ درجه از زانو خم شد، دست‌ها روی سینه قرار گرفت و چشم‌ها بسته شد. آزمون زمانی پایان یافت که شرکت‌کننده چشم‌ها را باز کند، بازوها را حرکت دهد یا پای مقابل با زمین تماس پیدا کند. اگر فرد بیش از ۱۵ ثانیه تعادل خود را حفظ می‌کرد، تعادل طبیعی و اگر کمتر از ۱۵ ثانیه بود، تعادل مختل در نظر گرفته شد. این آزمون پایایی درون‌سنج بالایی (ICC = 0.89) را نشان داده است (۱۸، ۱۹).

اندازه‌گیری چابکی:

چابکی با استفاده از تست چابکی ایلینویز^۱ سنجیده شد. این آزمون شامل مسیر ۱۰ متر در ۵ متر است که مخروطها نقاط شروع، پایان و تغییر مسیر را مشخص می‌کنند. شرکت‌کنندگان دو بار مسیر را با حداکثر تلاش طی کردند و میانگین زمان دو بار به‌عنوان امتیاز چابکی ثبت شد. این تست به‌طور گسترده برای ارزیابی چابکی، سرعت و تغییر جهت در ورزشکاران معتبر شناخته شده است (۲۰). آزمودنی‌ها می‌بایست مسیر مشخص‌شده در آزمون را با حداکثر سرعت، دقت، هماهنگی و تعادل طی می‌کردند. از هر آزمودنی ۲ بار آزمون به‌عمل آمده و میانگین ۲ آزمون به‌عنوان رکورد آزمودنی ثبت شد.

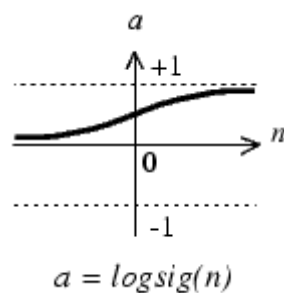
تجزیه و تحلیل آماری

1. Illinois Agility Test

در تحقیق حاضر با توجه به اطلاعات به دست آمده، برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از تکنولوژی شبکه عصبی مصنوعی استفاده شد. به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون‌های t مستقل برای مقایسه دو گروه ناپایداری مزمن مچ پا و گروه کنترل بدون سابقه آسیب مچ پا و از شبکه عصبی مصنوعی برای دستیابی به حداکثر دقت در پیش‌بینی و طبقه‌بندی افراد استفاده شد. متعاقباً، از تحلیل تشخیصی به عنوان یک ابزار کمکی برای تفسیر رابطه بین متغیرهای مستقل و وابسته و شناسایی متغیرهای تمایزکننده بهره گرفته شد.

نتایج

در جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای سن، وزن، قد و سابقه ورزشی در گروه‌های مطالعاتی ذکر شده است. جدول ۲ حاوی اطلاعات مربوط به فراوانی آزمودنی‌ها در رشته‌های ورزشی مورد نظر است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشترین تعداد آزمودنی‌ها از رشته ورزشی بسکتبال هستند که ۳۵٪ کل آزمودنی‌ها را به خود اختصاص داده است. کمترین تعداد آزمودنی‌ها نیز از رشته ورزشی فوتبال هستند که ۱۵٪ کل آزمودنی‌ها را به خود اختصاص داده است. طی یک دسته آزمایش و اندازه‌گیری فضای نمونه‌ای مشتمل بر ۴۰ دسته داده حاصل آمد. در واقع به ازاء هر ۱۴ فاکتور ورودی، یک مقدار خروجی داشتیم. هدف آموزش شبکه‌ای بود که مقادیر خروجی را پیش‌بینی کند یعنی شبکه‌ای که بتواند ارتباط بین این ۱۴ ورودی را با خروجی آن‌ها تشخیص دهد. در اینجا جهت آموزش، از شبکه‌های عصبی چند لایه^۱ استفاده شده و برای دستیابی به بهترین شبکه بارها و بارها آموزش شبکه تکرار شده است. در تکرارهای مختلف به تغییر در نوع شبکه، توابع انتقال شبکه^۲، تابع آموزش شبکه^۳، تعداد نرون‌های لایه میانی و ... پرداختیم تا در نهایت به بهترین شبکه دست یافتیم. بهترین شبکه‌ای که از میان صدها شبکه آموزش دیده به دست آمد دارای الگوریتم پس انتشار پیش‌خور^۴ بود. بنا بر تعداد داده‌های ورودی و خروجی، تعداد نرون‌های لایه ورودی ۱۴ و تعداد نرون‌های لایه خروجی ۱ تعیین شد. نرون‌های تعریف شده در این شبکه برای لایه مخفی ۱۲ نرون، تابع انتقال لایه میانی و لایه خروجی تابع زیگموند می‌باشد. در خروجی‌های بین صفر و یک عموماً از این تابع استفاده می‌شود. فرم این تابع را مشاهده کنید:



$$\text{logsig}(n) = 1 / (1 + \exp(-n))$$

تابع آموزش^۵ Trainlm می‌باشد.

1. MLP
2. Transfer function
3. Training function
4. Feed forward back propagation network
5. Trainlm is a network training function that updates weight and bias values according to Levenberg-Marquardt optimization.

جدول ۱. مشخصات فردی آزمودنی‌های دو گروه

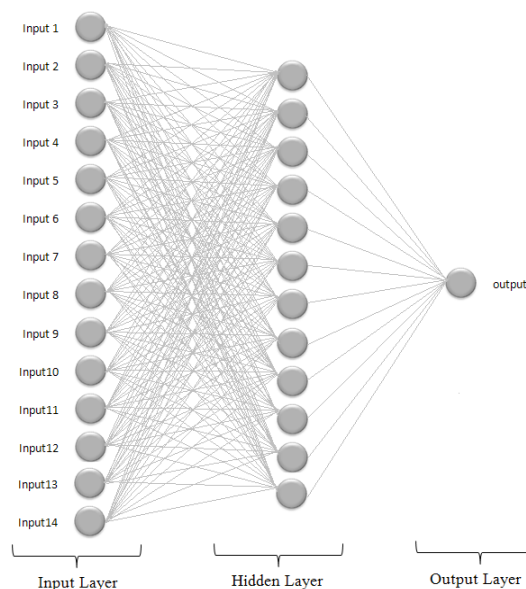
	ناپایداری مزمن مج پا		کنترل	
	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۲۲/۶	۲/۴	۲۳/۲	۳
وزن (kg)	۸۵/۶	۱۱/۶	۷۹/۵	۷/۹
قد (cm)	۱۸۵/۸	۷/۵	۱۸۴/۷	۷/۵۶
سابقه ورزشی (سال)	۷/۵	۲/۶	۶/۱	۲/۴

جدول ۲. توزیع فراوانی رشته ورزشی آزمودنی‌ها

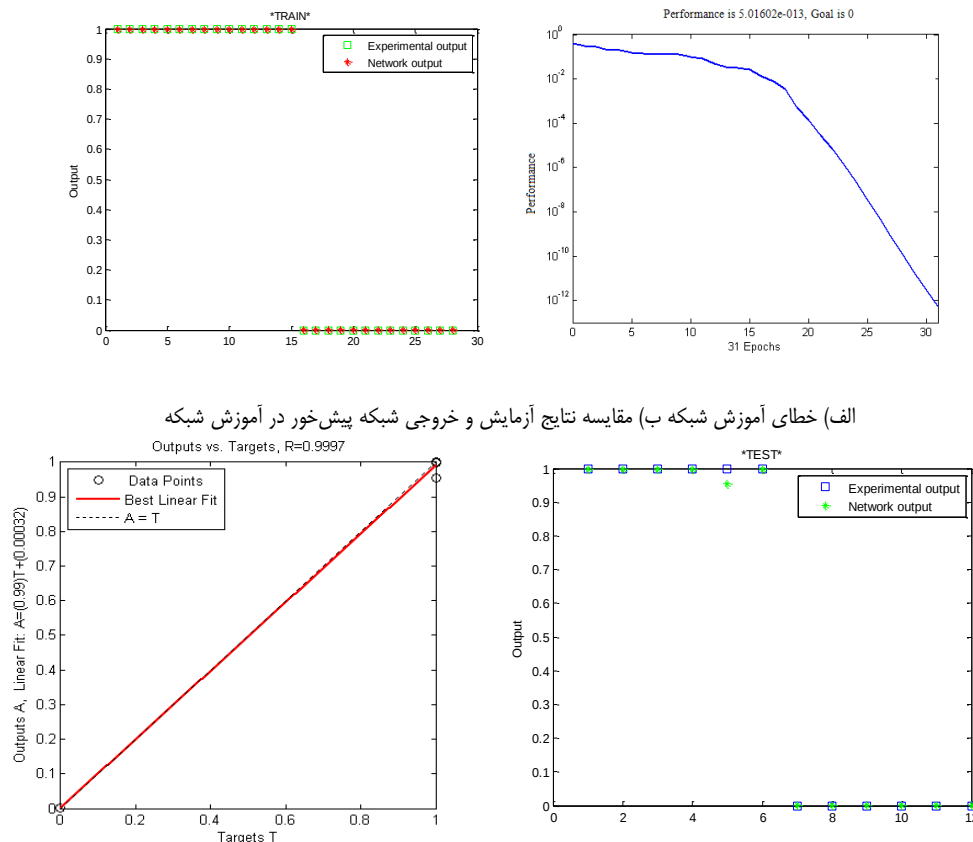
	بسکتبال		والیبال		فوتبال		کشتی	
	فراوانی	درصد	فراوانی	درصد	فراوانی	درصد	فراوانی	درصد
ناپایداری مزمن	۸	%۴۰	۵	%۲۵	۴	%۲۰	۳	%۱۵
کنترل	۶	%۳۰	۷	%۳۵	۲	%۱۰	۵	%۲۵
مجموع	۱۴	%۳۵	۱۲	%۳۰	۶	%۱۵	۸	%۲۰

در شکل ۱ شمایی کلی از ساختمان این شبکه را مشاهده می‌کنید. خطای آموزش شبکه (شکل ۲-الف)، آموزش شبکه بر روی هفتاد درصد داده‌های ورودی انجام شده (شکل ۲-ب)، تست شبکه برای سی درصد داده باقیمانده (شکل ۲-پ) و منحنی رگرسیون خطی برای خروجی‌های آزمایش و نیز خروجی‌های حاصل از شبکه که مقدار $R = ۰/۹۹۹۷$ را باز می‌گرداند (شکل ۲-ت).

در جدول ۳-الف و ۳-ب تمامی داده‌های آزمایشی را به همراه پیش‌بینی حاصل از شبکه می‌بینید. داده‌هایی که با علامت + مشخص شده‌اند جهت تست شبکه به کار رفته‌اند. در ادامه جهت مشخص شدن تأثیر هر یک از فاکتورها بر تغییر مقدار خروجی، یک نقطه در نظر گرفته شده (جدول ۴) و ۱۴ نموداری که در شکل ۳ خواهند آمد معرف تأثیر هر ورودی بر خروجی شبکه است. فاکتورها و مقادیر نقطه مورد نظر در شکل ۳ از الف تا ز ترسیم شده‌اند.



شکل ۱. نمای کلی شبکه



الف) خطای آموزش شبکه (ب) مقایسه نتایج آزمایش و خروجی شبکه پیش‌خور در آموزش شبکه

پ) مقایسه نتایج آزمایش و خروجی شبکه پیش‌خور ضمن تست شبکه (ت) مقایسه نتایج تست و آزمایش به‌واسطه رگرسیون خطی
شکل ۲. نتایج آموزش، آزمون و ارزیابی عملکرد شبکه عصبی

بحث

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده تفاوت معناداری در شاخص توده بدنی بین دو گروه وجود نداشت. تحقیقات بعدی نیز رابطه بین BMI و آسیب‌های مچ پا در جمعیت‌های نظامی را بررسی کرده‌اند. مطالعه‌ای توسط واترمن و همکاران (۲۰۱۰) نشان داد که مردانی که دچار پیچ‌خوردگی مچ پا شده‌اند، میانگین قد، وزن و BMI بالاتری نسبت به افراد سالم دارند که نشان می‌دهد BMI بالاتر ممکن است یک عامل خطر برای پیچ‌خوردگی مچ پا در محیط نظامی باشد (۲۱) در واقع هر چه گشتاور اینرسی بدن حول مفصل مچ پا بیشتر باشد، بافت‌های اطراف مفصل بیشتر تحت فشار قرار می‌گیرند. البته باید خاطرنشان کرد این ارتباط معنادار در حالتی بود که سربازان کوله‌پشتی را با خود حمل می‌کردند که این عامل می‌تواند به‌طور مؤثر گشتاور اینرسی حول مفصل مچ پا را افزایش دهد (۲۲). عدم همخوانی نتیجه تحقیق حاضر با نتایج تحقیق میلگرام و همکاران احتمالاً به دلیل اختلاف در روش تحقیق، نوع آزمودنی‌های تحقیق، حجم نمونه تحقیق و یا ابزار اندازه‌گیری بوده است (۲۳).

در مقایسه پهنای قسمت قدامی پا تفاوت معناداری بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمن مچ پا وجود داشت. میانگین پهنای قسمت قدامی پا در گروه ناپایداری مزمن مچ پا (10.59 ± 0.48) به‌طور معناداری از میانگین گروه کنترل (10.12 ± 0.41) بیشتر بود. مطالعات اخیر نشان داده‌اند که افزایش عرض پا با افزایش خطر پیچ‌خوردگی مچ پا مرتبط است (۲۴).

جدول ۳-الف. داده‌های ورودی مورد استفاده در آموزش و آزمون شبکه عصبی (فاکتورهای ۱ تا ۸)

فاکتور ۸	فاکتور ۷	فاکتور ۶	فاکتور ۵	فاکتور ۴	فاکتور ۳	فاکتور ۲	فاکتور ۱	Experimental. No
۱۲	۳۶	۴۰	۲۱	۹/۷	۰	۷۵/۶	۱۸۴	۱
۱۵	۳۸	۴۲	۱۸	۱۰	۰	۸۲/۷	۱۸۰	+۲
۱۸	۳۹	۴۵	۲۲	۱۰/۲	۰	۷۹/۳	۱۸۶	+۳
۱۳	۳۵	۴۸	۱۷	۱۰/۳	۱	۸۴	۱۹۴	۴
۱۴	۳۴	۴۳	۱۶	۱۱/۲	۰	۱۱۰	۱۹۳	۵
۱۹	۳۷	۴۵	۲۰	۹/۹	۰	۶۴/۵	۱۷۴	۶
۱۶	۳۱	۴۰	۱۵	۹/۸	۰	۶۶	۱۷۵	۷
۲۰	۳۳	۴۳	۲۰	۱۰/۲	۱	۸۴	۱۸۰	۸
۲۰	۳۶	۴۷	۱۸	۹/۴	۰	۸۲	۱۸۱	+۹
۱۵	۳۸	۴۵	۱۴	۱۰/۳	۱	۷۸/۷	۱۷۵	۱۰
۱۴	۴۱	۴۷	۲۰	۱۰/۱	۰	۷۴	۱۸۰	۱۱
۱۵	۳۷	۴۵	۱۸	۱۰/۳	۰	۸۳	۱۸۱	۱۲
۱۳	۳۰	۴۷	۱۶	۱۰/۶	۱	۸۶/۶	۱۹۸	۱۳
۱۶	۳۳	۴۵	۲۰	۱۰/۲	۰	۸۲	۱۹۶	+۱۴
۱۴	۳۶	۴۸	۱۷	۱۰	۰	۷۸	۱۸۸	+۱۵
۱۵	۴۰	۴۵	۱۸	۱۰/۳	۱	۸۰	۱۹۰	۱۶
۱۶	۳۵	۴۷	۱۵	۹/۸	۰	۷۲/۸	۱۷۵	۱۷
۱۳	۳۷	۴۴	۱۴	۱۰/۱	۰	۸۶/۵	۱۸۹	۱۸
۱۵	۳۹	۴۲	۱۶	۹/۴	۰	۸۱/۳	۱۸۲	+۱۹
۱۵	۳۵	۴۵	۱۷	۱۰/۶	۰	۸۷/۸	۱۹۳	۲۰
۱۶	۳۷	۳۹	۱۵	۱۱/۲	۰	۱۳۰	۱۸۲	۲۱
۱۸	۳۸	۴۲	۱۸	۱۰	۱	۷۴	۱۹۲	۲۲
۱۹	۴۲	۴۷	۲۰	۱۰/۷	۰	۷۴	۱۸۳	۲۳
۱۳	۴۲	۴۰	۱۵	۱۰/۷	۰	۸۵/۴	۱۹۹	+۲۴
۱۵	۳۷	۳۸	۱۷	۱۰/۶	۱	۱۱۰	۱۹۲	۲۵
۱۶	۳۶	۴۵	۱۸	۱۱	۰	۱۰۰	۱۹۷	۲۶
۲۰	۳۵	۵۰	۲۰	۹/۷	۱	۷۲/۵	۱۸۳	+۲۷
۱۵	۳۷	۴۸	۱۹	۹/۶	۰	۷۵/۷	۲۰۱	۲۸
۱۷	۱۳	۴۲	۳۸	۱۱/۱	۰	۸۵	۱۹۰	+۲۹
۱۸	۱۶	۴۷	۴۰	۱۰/۲	۱	۷۷/۲	۱۸۷	۳۰
۱۵	۱۵	۴۶	۳۶	۱۰/۴	۰	۷۱	۱۸۰	+۳۱
۱۳	۱۵	۴۲	۴۰	۱۰/۳	۰	۸۲	۱۷۵	۳۲
۱۲	۱۸	۴۷	۳۶	۱۱/۴	۱	۸۳	۱۷۸	+۳۳
۱۵	۱۷	۴۳	۴۰	۱۰/۶	۰	۷۵	۱۷۸	۳۴
۱۷	۱۵	۴۵	۳۵	۱۰/۷	۱	۸۰	۱۹۵	+۳۵
۱۴	۱۸	۴۹	۳۳	۱۰/۵	۰	۷۸	۱۸۹	۳۶
۱۵	۱۴	۴۰	۳۲	۱۱	۰	۸۴	۱۸۷	۳۷
۱۶	۱۶	۴۸	۳۵	۱۰/۳	۱	۸۱	۱۸۴	۳۸
۱۳	۱۵	۴۶	۳۷	۱۰/۸	۰	۹۰	۱۸۳	۳۹
۱۵	۱۷	۴۷	۴۰	۱۱/۱	۰	۸۸	۱۷۲	۴۰

جدول ۳-ب. خروجی پیش‌بینی شده شبکه عصبی (ANN) و مقادیر تجربی واقعی برای ۴۰ داده نمونه

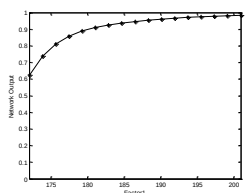
Experimental. No	فاکتور ۱	فاکتور ۲	فاکتور ۳	فاکتور ۴	فاکتور ۵	فاکتور ۶	Exp	ANN
۱	۲۳	۴۳	۴۱	۱۳	۰	۳		۱
+۲	۲۱	۴۵	۳۹	۱۷	۰	۲		۰/۹۹۹
+۳	۲۴	۴۹	۴۲	۱۹	۰	۲		۱
۴	۱۹	۵۱	۳۹	۱۶	۰	۳		۱
۵	۱۷	۴۶	۳۶	۱۹	۱	۰		۰/۹۵۳
۶	۲۲	۴۸	۴۱	۲۱	۱	۳		۱
۷	۱۸	۴۲	۳۴	۱۸	۰	۲		۱
۸	۲۳	۴۷	۳۵	۲۱	۱	۲		۱
+۹	۲۰	۴۸	۳۷	۲۲	۰	۳		۱
۱۰	۱۶	۴۸	۴۰	۱۶	۱	۳		۱
۱۱	۲۲	۵۰	۴۴	۱۵	۰	۴		۱
۱۲	۲۰	۴۸	۴۰	۱۶	۰	۳		۱
۱۳	۱۸	۴۹	۳۲	۱۵	۰	۲		۱
+۱۴	۲۱	۴۷	۳۶	۱۷	۱	۲		۱
+۱۵	۲۰	۵۰	۳۹	۱۶	۰	۱		۱
۱۶	۲۱	۴۷	۴۳	۱۶	۱	۲		۱
۱۷	۱۷	۵۰	۴۸	۱۷	۰	۳		۱
۱۸	۱۶	۴۷	۴۰	۱۵	۰	۲		۱
+۱۹	۱۸	۴۵	۴۱	۱۷	۰	۳		۱
۲۰	۱۹	۴۸	۳۹	۱۶	۰	۱		۱
۲۱	۲۰	۴۲	۴۱	۱۸	۰	۲		۰
۲۲	۲۰	۴۶	۴۲	۱۹	۱	۱		۰
۲۳	۲۲	۴۹	۴۶	۲۰	۱	۲		۰
+۲۴	۱۷	۴۲	۴۴	۱۵	۰	۰		۰
۲۵	۱۹	۴۰	۳۷	۱۷	۰	۱		۰
۲۶	۲۰	۴۷	۴۱	۱۷	۱	۲		۰
+۲۷	۲۲	۵۲	۳۸	۲۱	۰	۲		۰
۲۸	۲۳	۵۰	۴۱	۱۶	۱	۱		۰
+۲۹	۱۶	۴۴	۴۲	۱۹	۰	۳		۰/۰۰۱۹
۳۰	۱۸	۵۰	۴۵	۲۰	۰	۰		۰
+۳۱	۱۷	۵۰	۴۰	۱۸	۱	۲		۰
۳۲	۱۶	۴۵	۴۴	۱۵	۰	۲		۰
+۳۳	۲۰	۵۰	۴۰	۱۵	۱	۳		۰
۳۴	۱۹	۴۵	۴۴	۱۶	۰	۲		۰
+۳۵	۱۶	۴۸	۴۲	۱۹	۱	۰		۰
۳۶	۲۰	۵۲	۳۸	۱۶	۰	۲		۰
۳۷	۱۷	۴۵	۳۶	۱۶	۰	۰		۰
۳۸	۱۸	۵۰	۳۸	۱۶	۰	۳		۰
۳۹	۱۷	۴۸	۴۰	۱۵	۱	۲		۰
۴۰	۱۹	۵۰	۴۵	۱۶	۰	۲		۰

جدول ۴. مقدار نقطه مورد نظر و دامنه تغییر برای هر ورودی

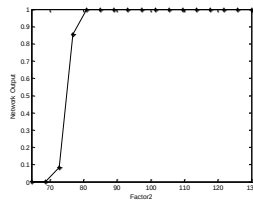
دامنه تغییر	مقدار نقطه مورد نظر	ورودی واقعی	ورودی نمادین
۱۷۲ - ۲۰۱	۱۸۸		فاکتور ۱
۱۳۰ - ۶۴/۵	۷۸		فاکتور ۲
۱ - ۰	۰		فاکتور ۳
۹-۴ - ۱۱-۴	۱۰		فاکتور ۴
۲۲ - ۱۳	۱۷		فاکتور ۵
۵۰ - ۳۸	۴۸		فاکتور ۶
۴۲ - ۳۰	۳۶		فاکتور ۷
۲۰ - ۱۲	۱۴		فاکتور ۸
۲۴ - ۱۶	۲۰		فاکتور ۹
۵۲ - ۴۰	۵۰		فاکتور ۱۰
۴۸ - ۳۲	۳۹		فاکتور ۱۱
۲۲ - ۱۳	۱۶		فاکتور ۱۲
۱ - ۰	۰		فاکتور ۱۳
۴ - ۰	۱		فاکتور ۱۴

افزایش پهنای پا با افزایش خطر متحمل شدن اسپرین‌های تکراری مفصل مچ پا همراه می‌شود (۲۲). در واقع پای پهن‌تر در مقایسه با پای باریک^۱ با افزایش بازوی گشتاوری اینورژن همراه شده که شدت آسیب به لیگامنت‌های خارجی مفصل مچ پا را افزایش می‌دهد. در ارتباط با پرونیشن پا تفاوت معناداری بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمن مچ پا وجود نداشت. این یافته پژوهشی با نتایج تحقیقات مارتین و همکاران (۲۰۲۱)، مائدا و همکاران (۲۰۲۳) همخوانی دارد (۲۵، ۲۶). ممکن است سیستم طبقه‌بندی که نوع آناتومیک پا را به‌صورت پرونیته شده، سوپینیت شده و خنثی مشخص می‌کند برای تعیین ناهنجاری‌ها در بیومکانیک پا نامناسب باشد. زیرا این اندازه‌گیری‌ها در وضعیت استاتیک انجام گرفته و آزمودنی در موقعیتی نیست که در خطر آسیب قرار داشته باشد. بنابراین برای تعیین دقیق خطرزا بودن این ناهنجاری‌ها نیاز به اندازه‌گیری‌های حساس و تخصصی مکانیک‌های تماس پا با زمین در طول فعالیت‌های خطرزا و دینامیک است. طبق نتایج این تحقیق تفاوت معناداری در دامنه حرکتی فعال و غیرفعال دورسی‌فلکشن بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمن مچ پا وجود نداشت. نتیجه به‌دست‌آمده با نتایج تحقیقات مادیسون و همکاران (۲۰۱۹) همخوانی دارد (۲۷). در ارتباط با دامنه حرکتی فعال اینورژن تفاوت معناداری بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمن مچ پا وجود نداشت. این نتیجه احتمالاً می‌تواند ناشی از کنترل فعال مناسب سیستم عصبی-عضلانی و حس گیرنده‌های عمقی مفصل مچ پا باشد.

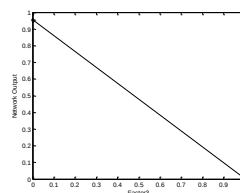
1. Narrow foot



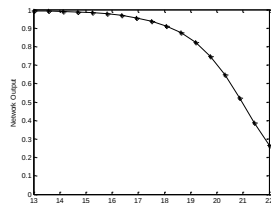
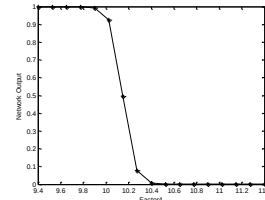
الف) شکل‌های مربوط به تأثیر قد و وزن بر روی خروجی شبکه



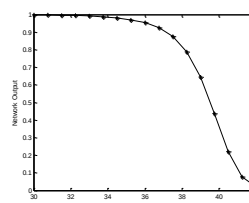
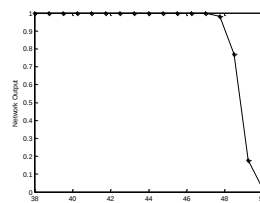
ب) شکل‌های مربوط به تأثیر افت استخوان ناوی و پهنای قسمت



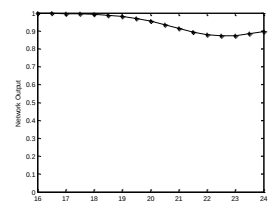
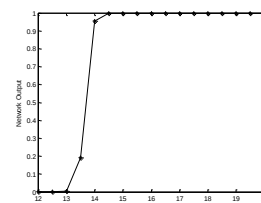
قدامی پا بر روی خروجی شبکه



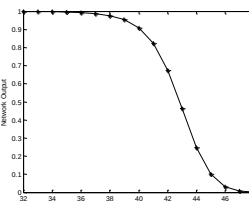
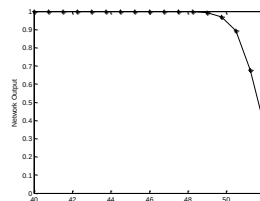
ج) شکل‌های مربوط به تأثیر دامنه حرکتی فعال دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن بر روی خروجی شبکه



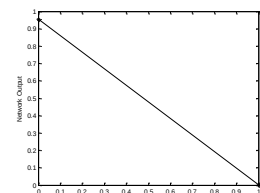
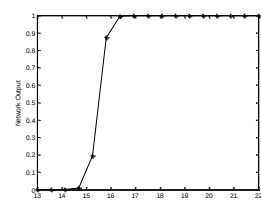
د) شکل‌های مربوط به تأثیر دامنه حرکتی فعال اینورژن و اورژن بر روی خروجی شبکه



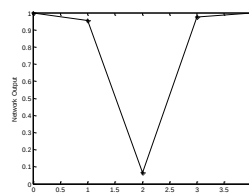
ه) شکل‌های مربوط به تأثیر دامنه حرکتی غیرفعال دورسی فلکشن و پلانتر فلکشن بر روی خروجی شبکه



و) شکل‌های مربوط به تأثیر دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن و اورژن بر روی خروجی شبکه



ز) شکل‌های مربوط به تأثیر کنترل استاتیک پاسچرال و آزمون چابکی ایلینویز بر روی خروجی شبکه



شکل ۳. نمودارهای خروجی شبکه عصبی مصنوعی (ANN) در پاسخ به تغییرات متغیرهای ورودی منتخب برای پیش‌بینی ناپایداری مزمین میچ پا در ورزشکاران

طبق نتایج این تحقیق تفاوت معناداری در دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمین میچ پا وجود داشت. میانگین دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن در گروه ناپایداری مزمین میچ پا ($41/2 \pm 2/87$) به‌طور معناداری از میانگین گروه کنترل ($38/8 \pm 3/05$) بیشتر بود. نتیجه به‌دست‌آمده با نتایج تحقیق هوبارد و همکاران (۲۰۰۷) همخوانی دارد (۲۸). دامنه حرکتی غیرفعال بیش‌ازحد اینورژن در گروه ناپایداری مزمین میچ پا احتمالاً می‌تواند ناشی از فقدان کنترل غیرفعال در ساختارهای غیرقابل انقباض نظیر لیگامنت‌ها و کپسول مفصلی باشد که به‌خوبی درمان یا توان‌بخشی نشده است. طبق نتایج این تحقیق تفاوت معناداری در آزمون چابکی ایلینویز بین ورزشکاران با و بدون ناپایداری مزمین میچ پا وجود نداشت. نتیجه تحقیق حاضر با نتایج تحقیق سروستان و همکاران (۲۰۲۰) همخوانی دارد (۲۹). بنابراین اگرچه ورزشکاران عمدتاً از علائم غیرقابل مشاهده همراه با ناپایداری مزمین میچ پا شکایت دارند، اما این علائم اجرای عملکردی واقعی را به‌طور منفی تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. طبق نتایج این تحقیق مدل شامل هشت متغیر قادر بود به‌طور معنادار گروه ناپایداری مزمین میچ پا را از گروه سالم متمایز کند. نتایج طبقه‌بندی نشان داد که مدل ۸۵٪

گروه سالم، ۸۰٪ گروه ناپایداری مزمن مچ پا و ۸۲/۵٪ کل نمونه را به‌طور صحیح پیش‌بینی کرده است. دو متغیر پهنای قسمت قدامی پا (۵۴/۰) و دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن (۵۱/۰) بالاترین همبستگی را با تابع تشخیصی داشتند. بنابراین می‌توان گفت این دو عامل به‌طور معناداری در اتیولوژی آسیب ناپایداری مزمن مچ پا نقش دارند.

نتیجه‌گیری نهایی

نتایج این تحقیق نشان داد که از میان متغیرهای مورد بررسی، پهنای قسمت قدامی پا و دامنه حرکتی غیرفعال اینورژن، بیشترین تأثیر را در افزایش خروجی شبکه عصبی دارند. این خروجی، یک شاخص کمی از احتمال خطر برای ابتلا به ناپایداری مزمن مچ پا محسوب می‌شود. به عبارت ساده‌تر، افرادی که دارای پای پهن‌تر و دامنه حرکتی بیش‌ازحد در مفصل زیرقابی (اینورژن) هستند، با احتمال بالاتری در معرض خطر تبدیل یک پیچ‌خوردگی حاد به ناپایداری مزمن قرار دارند. نکته کلیدی به‌منظور کنترل موفقیت‌آمیز اسپرین‌های حاد مفصل مچ پا در ورزش‌ها، پیشگیری و پیش‌بینی است. استراتژی‌های پیشگیرانه برای اسپرین‌های حاد مفصل مچ پا باید با تعیین عوامل خطرزای شناخته شده برای آسیب آغاز شود. اسپرین مفصل مچ پا آسیب بی‌اهمیتی نیست و عوارض ناشی از آن شامل آسیب‌های عصبی، آسیب به مفصل تحت قابی و ناپایداری مزمن (مکانیکی و عملکردی) بسیار رایج است. نتایج این تحقیق استفاده از وسایل محافظتی نظیر بریس و باندپیچی را برای آن دسته از ورزشکارانی که پای پهن و دامنه حرکتی بیش‌ازحد اینورژن در مفصل تحت قابی دارند، توصیه می‌کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. همه شرکت‌کنندگان با رضایت کامل در مطالعه شرکت کردند و به آن‌ها اطمینان داده شد که تمام اطلاعات مربوط به آن‌ها محرمانه باقی خواهد ماند.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخش‌های پژوهش حاضر مشارکت داشته‌اند.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Hassabis D, Kumaran D, Summerfield C, Botvinick M. Neuroscience-inspired artificial intelligence. *Neuron*. 2017;95(2):245-58. [DOI:10.1016/j.neuron.2017.06.011] [PMID]
2. LeCun Y, Bengio Y, Hinton G. Deep learning. *Nature*. 2015;521(7553):436-44. [DOI:10.1038/nature14539] [PMID]
3. Haataamee F, Shojaodin SS. The Effect of Balance and Combined Exercises on Pain and Functional Characteristics of Female Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of Sport Biomechanics*. 2019;4(4):28-41. [DOI:10.32598/biomechanics.4.4.28]
4. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Recovery from a first-time lateral ankle sprain and the predictors of chronic ankle instability: a prospective cohort analysis. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016;44(4):995-1003. [DOI:10.1177/0363546516628870] [PMID]
5. Hertel J, Corbett RO. An updated model of chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2019;54(6):572-88. [DOI:10.4085/1062-6050-344-18] [PMID]
6. Gribble PA, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F, et al. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013;43(8):585-91. [DOI:10.2519/jospt.2013.0303] [PMID]
7. Claudino JG, Capanema DdO, de Souza TV, Serrão JC, Machado Pereira AC, Nassis GP. Current approaches to the use of artificial intelligence for injury risk assessment and performance prediction in team sports: a systematic review. *Sports Medicine-Open*. 2019;5(1):28. [DOI:10.1186/s40798-019-0202-3] [PMID]
8. Kaminski TW, Needle AR, Delahunt E. Prevention of lateral ankle sprains. *Journal of Athletic Training*. 2019;54(6):650-61. [DOI:10.4085/1062-6050-487-17] [PMID]
9. Fong DT, Chan Y-Y, Mok K-M, Yung PS, Chan K-M. Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*. 2009;1(1):14. [DOI:10.1186/1758-2555-1-14] [PMID]
10. Rossi A, Pappalardo L, Cintia P, Iaia FM, Fernández J, Medina D. Effective injury forecasting in soccer with GPS training data and machine learning. *PloS One*. 2018;13(7):e0201264. [DOI:10.1371/journal.pone.0201264] [PMID]
11. Ulijaszek SJ, Kerr DA. Anthropometric measurement error and the assessment of nutritional status. *British Journal of Nutrition*. 1999;82(3):165-77. [DOI:10.1017/S0007114599001348] [PMID]
12. Bosy-Westphal A, Schautz B, Later W, Kehayias J, Gallagher D, Müller M. What makes a BIA equation unique? Validity of eight-electrode multifrequency BIA to estimate body composition in a healthy adult population. *European Journal of Clinical Nutrition*. 2013;67(1):S14-S21. [DOI:10.1038/ejcn.2012.160] [PMID]
13. Wang Y, Mei Q, Jiang H, Hollander K, Van den Berghe P, Fernandez J, et al. The Biomechanical Influence of Step Width on Typical Locomotor Activities: A Systematic Review. *Sports Medicine-Open*. 2024;10(1):83. [DOI:10.1186/s40798-024-00750-4] [PMID]
14. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 1998;88(3):119-29. [DOI:10.7547/87507315-88-3-119] [PMID]
15. Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 2012;7(3):279.

16. Rome K, Brown C. Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clinical Rehabilitation*. 2004;18(6):624-30. [DOI:10.1191/0269215504cr767oa] [PMID]
17. Youdas JW, Bogard CL, Suman VJ. Reliability of goniometric measurements and visual estimates of ankle joint active range of motion obtained in a clinical setting. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1993;74(10):1113-8. [DOI:10.1016/0003-9993(93)90071-H] [PMID]
18. Bell DR, Guskiewicz KM, Clark MA, Padua DA. Systematic review of the balance error scoring system. *Sports Health*. 2011;3(3):287-95. [DOI:10.1177/1941738111403122] [PMID]
19. Springer BA, Marin R, Cyhan T, Roberts H, Gill NW. Normative values for the unipedal stance test with eyes open and closed. *Journal of Geriatric Physical Therapy*. 2007;30(1):8-15. [DOI:10.1519/00139143-200704000-00003] [PMID]
20. Raya MA, Gailey RS, Gaunaud IA, Jayne DM, Campbell SM, Gagne E, et al. Comparison of three agility tests with male servicemembers: Edgren Side Step Test, T-Test, and Illinois Agility Test. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2013;50(7): 951-960. [DOI:10.1682/JRRD.2012.05.0096] [PMID]
21. Waterman BR, Belmont PJ, Cameron KL, DeBerardino TM, Owens BD. Epidemiology of ankle sprain at the United States Military Academy. *The American Journal of Sports Medicine*. 2010;38(4):797-803. [DOI:10.1177/0363546509350757] [PMID]
22. Silva AJ, Costa AM, Oliveira PM, Reis VM, Saavedra J, Perl J, et al. The use of neural network technology to model swimming performance. *Journal of Sports Science & Medicine*. 2007;6(1):117.
23. Milgrom C, Shlamkovitch N, Finestone A, Eldad A, Laor A, Danon YL, et al. Risk factors for lateral ankle sprain: a prospective study among military recruits. *Foot & ankle*. 1991;12(1):26-30. [DOI:10.1177/107110079101200105] [PMID]
24. Guan Y. Why Do Humans Twist Their Ankle: A Nonlinear Dynamical Stability Model for Lower Limb. arXiv preprint arXiv:230503140. 2023.
25. Maeda N, Ikuta Y, Tsutsumi S, Arima S, Ishihara H, Ushio K, et al. Relationship of chronic ankle instability with foot alignment and dynamic postural stability in adolescent competitive athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2023;11(10):23259671231202220. [DOI:10.1177/23259671231202220] [PMID]
26. Martin RL, Davenport TE, Paulseth S, Wukich DK, Godges JJ, Altman RD, et al. Ankle stability and movement coordination impairments: ankle ligament sprains: clinical practice guidelines linked to the international classification of functioning, disability and health from the orthopaedic section of the American Physical Therapy Association. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013;43(9):A1-A40. [DOI:10.2519/jospt.2013.0305] [PMID]
27. Vomacka MM, Calhoun MR, Lininger MR, Ko J. Dorsiflexion range of motion in copers and those with chronic ankle instability. *International Journal of Exercise Science*. 2019;12(1):614. [DOI:10.70252/QLDK8340] [PMID]
28. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. *Foot & Ankle International*. 2007;28(3):343-54. [DOI:10.3113/FAI.2007.0343] [PMID]
29. Sarvestan J, Svoboda Z. Acute effect of ankle kinesio and athletic taping on ankle range of motion during various agility tests in athletes with chronic ankle sprain. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2019;29(5):527-32. [DOI:10.1123/jsr.2018-0398] [PMID]