Journal of
Sport Biomechanics

Winter 2027. Vol 12. Issue 4

Research Paper

Concurrent Validity of an Inertial Measurement Unit and Smartphone Accelerometer Against a Force Plate During Countermovement and Drop Jumps in Active Women

Maryam Nazari[1], **Sahar Boozari***[1], **Somayeh Mohamadi**[2], **Abbas Farjad Pezeshk**[3], **Giti Torkaman**[1]

1. Department of Physiotherapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

2. Physiotherapy Department, Neuromusculoskeletal Rehabilitation Research Center, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.

3. Department of Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Birjand, Birjand, Iran.

Scan to read online

Citation: Nazari M, Boozari S, Mohamadi S, Farjad Pezeshk A, Torkaman G. Concurrent Validity of an Inertial Measurement Unit and Smartphone Accelerometer Against a Force Plate During Countermovement and Drop Jumps in Active Women. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):1004–1040. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.1004

Article Info:

Received: 11 July 2026

Accepted: 16 November 2026

Published: 29 November 2026

Keywords:

Inertial measurement unit, Smartphone accelerometer, Force plate, Bland–Altman analysis, Countermovement jump, Drop jump

ABSTRACT

Objective This study evaluated the concurrent validity of an inertial measurement unit (IMU) and a smartphone accelerometer against a force plate during countermovement (CMJ) and drop jumps (DJ) in recreationally active women.

Methods Twenty-four recreationally active women performed three CMJ and three 20-cm DJ trials while signals from all three devices were recorded simultaneously. The mean of three valid trials was analyzed. Absolute agreement and proportional bias were assessed using Bland–Altman analysis and linear regression, respectively. Relative validity was evaluated using intraclass correlation coefficients (ICC), Pearson's correlation, and the standard error of estimate (SEE).

Results The IMU showed little mean bias but wide limits of agreement for CMJ height and overestimated DJ height. The smartphone underestimated jump height in both tasks. The highest agreement was observed for IMU-derived peak concentric force during DJ (ICC = 0.858), although the limits of agreement remained wide. Agreement for peak concentric power and landing force was generally limited, while smartphone-derived kinetic variables showed poor agreement with the force plate.

Conclusion Neither device provided consistently interchangeable measurements with the force plate. The IMU showed more favorable agreement for peak concentric force during DJ, but further validation is required before individual-level assessment. These findings are limited to the tested devices, sensor placements, and processing procedures.

*** Corresponding Author:**

Sahar Boozari

s.boozari@modares.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

Introduction

Jump performance is widely assessed in sports science and rehabilitation to characterize lower-limb function, neuromuscular performance, and fatigue. Force plates provide direct measurements of vertical ground-reaction force (vGRF) and are commonly used to quantify variables such as force, power, impulse, and landing force. They can also be used to estimate jump height using methods such as flight time or impulse–momentum calculations (1-3). However, force plates are expensive, non-portable, and generally limited to laboratory settings, which can restrict their use for routine assessment in field and clinical environments.

Inertial measurement units (IMUs) and smartphone-based sensors offer more portable and accessible options for assessing jump performance. IMUs typically combine accelerometers with gyroscopes and may also include magnetometers, whereas smartphone applications use built-in sensors to estimate outcomes such as flight time and jump height (4-12). Despite their accessibility, the validity of measurements derived from IMUs and smartphones remains an important concern. Previous validation studies have reported variable performance depending on the jump task, sensor location, participant characteristics, and processing methods (4-8, 10, 12). Although accelerometer-based approaches have also been examined during jumping and landing tasks, most have focused on variables such as peak acceleration, peak velocity, peak GRF, and jump height (13-15). Fewer studies have evaluated several kinetic outcomes simultaneously, including peak concentric force, peak concentric power, and maximum landing force, across both countermovement and drop jumps within the same sample and analytical framework. Evaluating multiple outcomes across tasks can help clarify whether device performance is outcome- and task-specific. Different jump tasks impose distinct mechanical demands and provide complementary information about lower-limb function (16, 17). While the countermovement jump (CMJ) is widely used due to its simplicity and familiarity, the drop jump (DJ), which includes two landing phases, with the first phase initiating a subsequent jump, introduces a reactive component that places greater demands on stretch-shortening cycle efficiency and landing mechanics. Assessing both CMJ and DJ provides a more comprehensive understanding of neuromuscular control, particularly in athletic and rehabilitative contexts where explosive strength and impact absorption are critical.

The present study aimed to evaluate the concurrent validity of variables derived from an IMU and a smartphone by comparing them with gold standard force plate measurements across both CMJ and DJ tasks. To provide a comprehensive validation, absolute agreement was assessed using Bland–Altman bias and limits of agreement (LoA), while relative validity was examined through intraclass correlation coefficients (ICC) and Pearson's correlation. The outcomes included jump height and three kinetic variables including peak concentric force, reflecting maximal force producing capacity during propulsion; peak concentric power, representing the combined contribution of force and velocity to explosive output; and maximum landing force, which provides insight into shock absorption and lower limb load management. Furthermore, this study incorporates the more mechanically demanding DJ, a task that has been less frequently evaluated in prior validation work but is critical for understanding sensor performance during high-demanding movements. We hypothesized that: (1) the IMU would demonstrate better agreement with the force plate than the smartphone across all variables. Acceptable validity was defined a priori as ICC ≥ 0.75 and SEE < 10% of the measurement range, based on established reliability frameworks (22, 23). Limits of agreement exceeding approximately 15–20% of the mean value were considered too wide for individual-level decision-making. These criteria were specified before data analysis and were not modified post hoc.

Methods

Participants

Twenty-four physically active females voluntarily participated in this study. A supplementary sample-size precision assessment was conducted using the method described by Bonett (2002) for estimating intraclass correlation coefficients (ICCs). Assuming a planning ICC of 0.90, two measurement methods per comparison, a 95% confidence level, and a target confidence interval width of 0.20, Bonett's results indicate a requirement of approximately 21 participants for the corresponding two-way ICC models. The present study included 24 participants. This assessment was intended to contextualize the precision of ICC estimation rather than to establish statistical power for all agreement outcomes. Because the required sample size depends on the underlying ICC and the specified precision, this calculation should not be interpreted as demonstrating adequate precision for all device comparisons or biomechanical variables. The sample size was chosen according to previous studies on this filed (18-20). Inclusion criteria were: (1) female adults aged 18–35 years with a normal BMI (18.5–24.9 kg/m^2); (2) not professional athletes, but physically active, with engagement in regular physical activity (≥3 aerobic exercise sessions per week) and a Tegner activity level of 5–6; and (3) prior experience performing vertical jump tasks, including both the CMJ and the DJ, as self-reported by participants who performed these jumps in the gym or as a warm-up before recreational play. Exclusion criteria were: (1) any history of permanent orthopedic conditions or previous fractures of the lower limbs or lumbar spine, verified through screening by the primary researcher (a physiotherapist with MSc-level training) (2) any lower-limb musculoskeletal injury within the past six months, defined as pain, swelling, or functional limitation requiring modification of activity; (3) and diagnosed neurological or balance disorders. Eligibility was verified through a two-stage process. First, participants completed a standardised self-report screening questionnaire covering aerobic activity frequency, prior jumping experience, injury history, and neurological or balance disorders. Jumping experience was confirmed verbally, with participants required to describe the specific context in which they had performed the jumps; those unable to do so were excluded. Second, all participants underwent a focused clinical screening examination performed by the primary investigator (a physiotherapist with MSc-level training), which included history-taking for orthopedic, fracture, and neurological or balance conditions, and a brief lower-limb and lumbar spine examination (observation, active range of motion, and provocation tests where indicated). Thus, exclusion criteria were verified by combined self-report and clinical examination, not by self-report alone. The study protocol was approved by the Institutional Ethics Committee of Tarbiat Modares University (approval code: IR.MODARES.REC.1400.107) and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. Written informed consent was obtained from all participants prior to data collection.

Study Design

This study aimed to compare CMJ and DJ performance metrics obtained from three measurement systems: a laboratory-grade force plate, a wearable IMU, and a smartphone. Each participant completed a standardized dynamic warm-up consisting of 5 min of stationary cycling, followed by 10 repetitions each of walking lunges, reverse lunges, straight-leg kicks, high knees, and butt kicks, and then completed three valid trials of both the CMJ and the DJ. The valid trial was as The CMJ involved a rapid downward movement (eccentric phase) immediately followed by an explosive upward jump (concentric phase), utilizing the stretch-shortening cycle. Participants were instructed to jump as fast and as high as possible. A trial was considered valid if the hands remained on the waist throughout the jump, no additional stop occurred in knee flexion before the jump, the participant did not walk or step after landing, and the participant's attention was not distracted. The DJ task involved stepping off a 20-cm box and immediately initiating a reactive vertical jump upon ground contact. The participant moved one foot forward and allowed the body to fall from the box without actively pushing off with the legs, so that the drop was initiated by gravity with minimal

upward or downward propulsion at departure. A 20-cm height was selected primarily based on our pilot testing, in which it was well tolerated by participants; greater heights were associated with pain on landing, cautious landing mechanics, and difficulty performing subsequent jumps. Higher drop heights were therefore avoided, as they resulted in altered landing mechanics and excessive impact forces that caused discomfort in this population. A DJ trial was considered valid under the same criteria applied to the CMJ: hands remained on the waist throughout, no additional stop occurred in knee flexion before the jump, the participant did not walk or step after landing, and attention was not distracted. The order of CMJ and DJ trials was randomized using a computer-generated random sequence created in Excel. Each participant was assigned to one of two possible orders (CMJ→DJ or DJ→CMJ) to minimize potential order and fatigue effects. To ensure consistency, participants were instructed to keep their hands on their hips throughout all jumps to minimize arm swing. All jumps were performed barefoot to eliminate variability introduced by footwear and to ensure direct contact with the force plate surface. A rest interval of 60 to 90 seconds was provided between trials to minimize fatigue. All jumps were executed on the force plate, with the IMU and smartphone systems recording simultaneously. Trials were repeated if any technical error occurred, such as sensor displacement, or any jump performance error.

Instrumentation

Force Plate

The reference standard for kinetic measurements was a Kistler 9286BA force plate (Kistler Group, Winterthur, Switzerland), embedded in the laboratory floor and sampling at 1000 Hz. Vertical ground reaction force (vGRF) data were used to derive the performance variables, including jump height, peak concentric force, peak concentric power, and maximum landing force.

IMU and Smartphone-Based System

A wearable inertial measurement unit (IMU; BSNlab Company, Rasht, Iran) sampling at 333 Hz was mounted at the participant's waist using a custom non-elastic belt. To minimize oscillation and maintain firm contact with the body, the IMU was placed inside a tailored pouch stitched onto the back of the belt. The device incorporated an accelerometer, gyroscope, and magnetometer. A legacy smartphone (LG Optimus Hub E510; LG Electronics, Seoul, South Korea; https://www.gsmarena.com/lg_optimus_hub_e510-4157.php) was used to evaluate a simplified, accelerometer-only configuration. Unlike the IMU, the smartphone did not provide gyroscope or magnetometer data. The smartphone was reported to sample at 160 Hz, and acceleration data were recorded using the Android application Accelerometer Meter, a freely available application designed for accelerometer logging. Because the smartphone was larger than the IMU, mounting it at the waist was considered less practical and potentially less comfortable for participants. It was therefore secured over the greater trochanter using a separate belt. This location was selected because it allowed the phone to be attached securely without interfering with the jumping procedure and was relatively close to the body's center of mass (COM), although it does not directly measure whole-body COM acceleration. The IMU and smartphone were consequently positioned at different anatomical locations, reflecting practical differences in device size and attachment.

Data Processing

Signal Processing and Event Detection

The force-plate, IMU, and smartphone signals were processed independently. Each system's signal was analyzed separately to identify the movement events required to calculate its corresponding jump-performance variables. No sample-by-sample waveform comparison or temporal shifting of the signals was performed to achieve inter-device alignment. The purpose of the analysis was to evaluate the validity of performance variables derived from each measurement system against the force-plate reference, rather than to assess inter-device synchronization accuracy. Accordingly, residual timing lag between devices was not evaluated as a separate outcome. A nominal 10-N threshold was used as the event-detection criterion across the processing pipelines. Raw signals

were processed using a 20-Hz low-pass Butterworth filter to reduce high-frequency noise and movement artifacts. Movement onset was identified from the derived force-like signal when it crossed the 10-N criterion rather than from a separately recorded physiological event. Similarly, take-off was identified when the force-like signal fell below the threshold. For the force plate, these events were identified from the measured vertical ground reaction force; for the IMU and smartphone, they were identified from the respective sensor-derived force-like signals. Although the same nominal threshold was applied across systems, this does not ensure equivalent event-detection sensitivity. A 10-N threshold represents a small signal when expressed in acceleration-derived terms for a typical adult, and its sensitivity to baseline offsets, measurement noise, filtering, and sampling frequency may differ between the force plate (1000 Hz), IMU (333 Hz), and smartphone (160 Hz). Therefore, the jump-height estimates should be interpreted in the context of the event-detection rule used, and threshold-related error is a plausible contributor to disagreement between measurement systems. Applying a common threshold should not be interpreted as evidence that the threshold has equivalent signal-to-noise characteristics or is equally robust across devices.

Derivation of Force

For the force plate, the measured vertical ground reaction force (vGRF) time series was used to derive the performance variables. The IMU software provided gravity-compensated linear acceleration expressed in the global reference frame. Accordingly, the processed vertical acceleration component was used for subsequent force estimation, thereby avoiding the need for an additional orientation transformation or gravity-removal step in MATLAB. The vertical acceleration signal was expressed according to the adopted coordinate convention before applying the subsequent filtering and force-estimation procedures. This approach allowed the analysis to use the device-processed vertical linear acceleration rather than the raw sensor-axis acceleration. The vertical force estimate was calculated by multiplying the vertical acceleration signal by the participant's body mass. The resulting signal was smoothed using a second-order Butterworth low-pass filter implemented with forward–backward filtering to avoid phase distortion. The gravitational component was subsequently added to obtain an estimate of the total vertical ground reaction force (GRF):

$$\hat{F}z(t) = \mathrm{LPF}[m \cdot a_{lin,z}(t)] + mg$$

where $\hat{F}z(t)$ denotes the estimated vertical GRF, m is the participant's body mass, $a_{lin,z}(t)$ is the gravity-compensated vertical linear acceleration, and g is the gravitational acceleration (9.81 m/s^2). This formulation follows from Newton's second law, assuming an upward-positive coordinate convention and that the measured vertical acceleration adequately approximates whole-body centre-of-mass acceleration. As the acceleration measured by a body-mounted IMU represents local sensor motion rather than a direct measurement of whole-body centre-of-mass acceleration, the resulting force values were treated as sensor-derived estimates rather than direct measurements of GRF. The purpose of this procedure was to evaluate the agreement of the IMU-derived estimates with the force-plate criterion under the tested acquisition and processing conditions, rather than to assume equivalence between the two measurement methods. This approach is consistent with previous investigations of IMU-based force estimation during vertical jumping, which have examined the relationship between sensor-derived acceleration, body mass, sensor placement, and force-plate measurements (21).

Derivation of Velocity and Jump Phases

Vertical velocity was derived by numerically integrating absolute vertical acceleration over time using the trapezoidal method. For the countermovement jump (CMJ), initial velocity at movement onset was assumed to be zero. For the drop jump (DJ), the force signal was cropped from a selected time point and reversed in time before integration. Following integration, the resulting velocity signal was returned to its original temporal order. The same general integration procedure was applied to the IMU and smartphone signals to maintain consistency between the portable-device processing pipelines. Reverse-time integration was adopted as an alternative to forward integration

for the DJ, for which the initial velocity at the selected integration point was not assumed to be known. This approach relies on a terminal condition and allows the calculated velocity profile to be restored to its original temporal order. Reverse-time integration has been used in previously published jump-biomechanics research (22). However, the specific criterion used to select the integration time point and the terminal velocity condition are important for reproducibility and should be reported explicitly. The force and velocity curves were subsequently used to identify the eccentric and concentric phases of each jump. The eccentric phase was defined as the interval from the point at which the force-like signal exceeded 10 N until vertical velocity reached zero. The concentric phase extended from the end of the eccentric phase until take-off, identified as the point at which the force-like signal fell below 10 N. These definitions were applied to the signals from the respective measurement systems The following performance metrics were extracted (9, 23-27). A representative vertical GRF curve from one subject, recorded simultaneously by force plate, IMU, and smartphone, is shown in Fig. 1. The following variables were extracted from the vertical ground reaction force (GRF) data: jump height, peak concentric force, peak concentric power, and maximum landing force. Jump height was calculated using the flight-time method, based on the time interval between take-off and landing. Peak concentric force was defined as the maximum vertical force recorded during the concentric phase, whereas peak concentric power was determined as the maximum instantaneous product of vertical force and center-of-mass velocity during the same phase. Maximum landing force was defined as the peak vertical ground reaction force recorded during the landing phase, providing an indicator of the magnitude of impact loading.

Statistical Analysis

To evaluate the concurrent validity and agreement of measurements obtained from the inertial measurement unit (IMU) and smartphone against the reference force plate (FP), several complementary statistical approaches were employed. Absolute agreement and systematic bias were assessed using Bland–Altman analysis. Mean bias, the standard deviation of paired differences, and the 95% limits of agreement (LoA) were calculated for each variable. One-sample t-tests were performed to determine whether the mean differences differed significantly from zero. Proportional bias was examined using linear regression, with the differences between methods (FP − device) as the dependent variable and the corresponding means of the two methods as the independent variable. A statistically significant regression slope ($p < 0.05$) was interpreted as evidence of

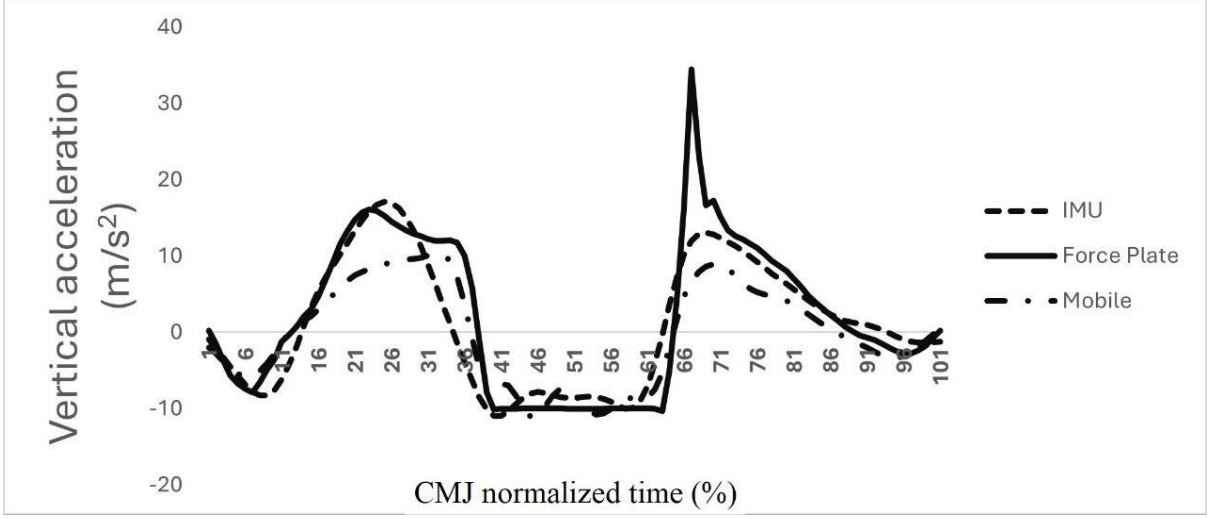


Fig. 1. Vertical acceleration derived from the force plate (solid line), the acceleration curve from the inertial measurement unit (IMU; dashed line), and the acceleration curve from the smartphone (dot–dash line).

proportional bias. Relative association and agreement between measurement systems were evaluated using complementary statistical indices. Intraclass correlation coefficients [ICC(2,1)] were calculated using a two-way random-effects, single-measure, absolute-agreement model. Pearson's correlation coefficients (r) were calculated to assess the strength of linear associations between measurements obtained from each portable device and the force plate. In addition, the standard error of the estimate (SEE) was calculated to quantify the dispersion of observed values around the regression line. The interpretation of agreement statistics was informed by established methodological recommendations (28,29). ICC values of 0.75 or higher were considered indicative of at least moderate-to-good agreement, although their interpretation also depended on the corresponding confidence intervals. The width of the Bland–Altman limits of agreement was evaluated in relation to the magnitude of the measured variable and its potential practical implications. Relative measurement errors were also considered when assessing the suitability of the portable devices for individual-level performance evaluation. Statistical significance was set at $p < 0.05$ for all inferential analyses. All statistical analyses were performed using IBM SPSS Statistics.

Results

Descriptive Statistics

Descriptive statistics for the force plate (FP), IMU, and smartphone (SP) during CMJ and DJ in 24 physically active women are presented in Table 1. Valid observations varied across devices and outcomes due to signal-processing limitations. The IMU yielded higher mean jump-height estimates, particularly during DJ, whereas the smartphone yielded lower estimates. Both portable devices generally underestimated peak concentric force and maximum landing force. The IMU overestimated peak concentric power in both tasks, while the smartphone underestimated it during CMJ and slightly overestimated it during DJ. IMU-derived CMJ height showed considerable variability (SD = 11.01 cm; range = 6–50 cm), with two estimates (50 and 39 cm) substantially exceeding the corresponding FP values (24 and 21 cm). These discrepancies may reflect event-detection errors, although their cause remains unverified.

Agreement and Systematic Bias

Bland–Altman analyses, tests of mean bias, and regression analyses are summarized in Table 2 and Figs. 2 and 3. Bias was calculated as FP minus the portable-device value; positive values therefore indicate underestimation by the device, and negative values indicate overestimation. LoA describe the range within which most paired differences are expected to fall, assuming the method's underlying conditions are met. Because signal noise or event-detection problems prevented calculation of some measurements, valid sample sizes varied across comparisons. Table 1 summarizes available observations for each device and outcome, whereas Table 2 includes only participants with valid paired measurements; consequently, descriptive means may not equal the paired mean biases.

Table 1. Descriptive statistics, mean (SD), of countermovement and drop jump variables measured by force plate (FP), inertial measurement unit (IMU), and smartphone (SP)

Variables	FP	IMU	SP
Countermovement Jump			
Jump Height (cm)	17.86 (3.34)	19.75 (11.01)	6.95 (3.14)
Peak Concentric Force (N/kg)	21.78 (2.86)	20.06 (2.11)	19.01 (1.16)
Peak Concentric Power (W/kg)	35.20 (4.78)	43.94 (7.09)	30.13 (9.72)
Max Landing Force (N/kg)	32.68 (8.53)	26.59 (5.56)	18.17 (1.20)
Drop Jump			
Jump Height (cm)	17.80 (3.03)	31.75 (8.65)	15.33 (3.98)
Peak Concentric Force (N/kg)	25.71 (6.74)	24.00 (6.42)	19.88 (1.04)
Peak Concentric Power (W/kg)	32.38 (6.78)	41.56 (10.05)	34.04 (12.82)
Max Landing Force (N/kg)	35.52 (9.06)	29.83 (9.58)	18.05 (1.91)

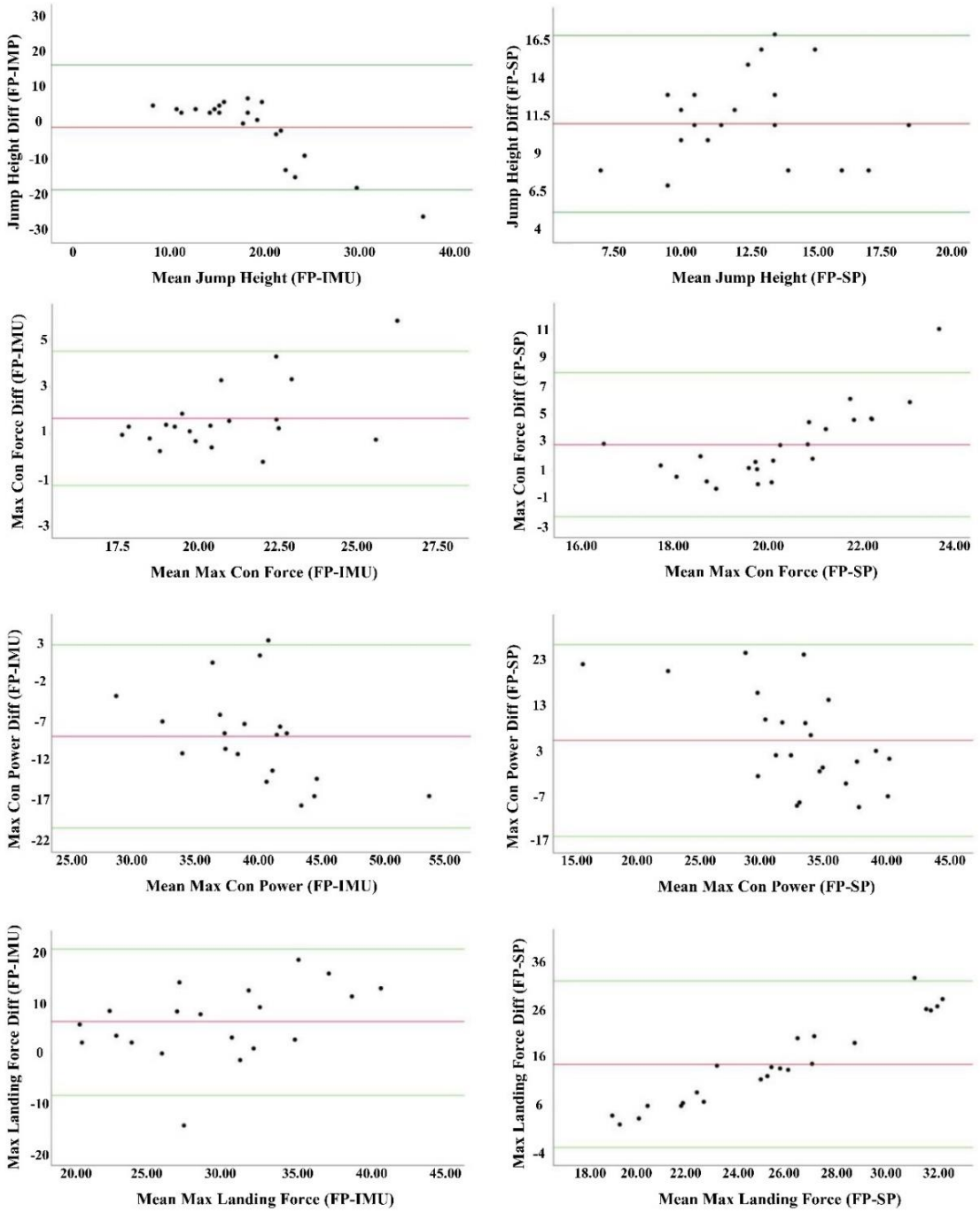


Fig. 2. Bland–Altman plots comparing countermovement jump measurements between the force plate (FP), inertial measurement unit (IMU), and smartphone (SP).

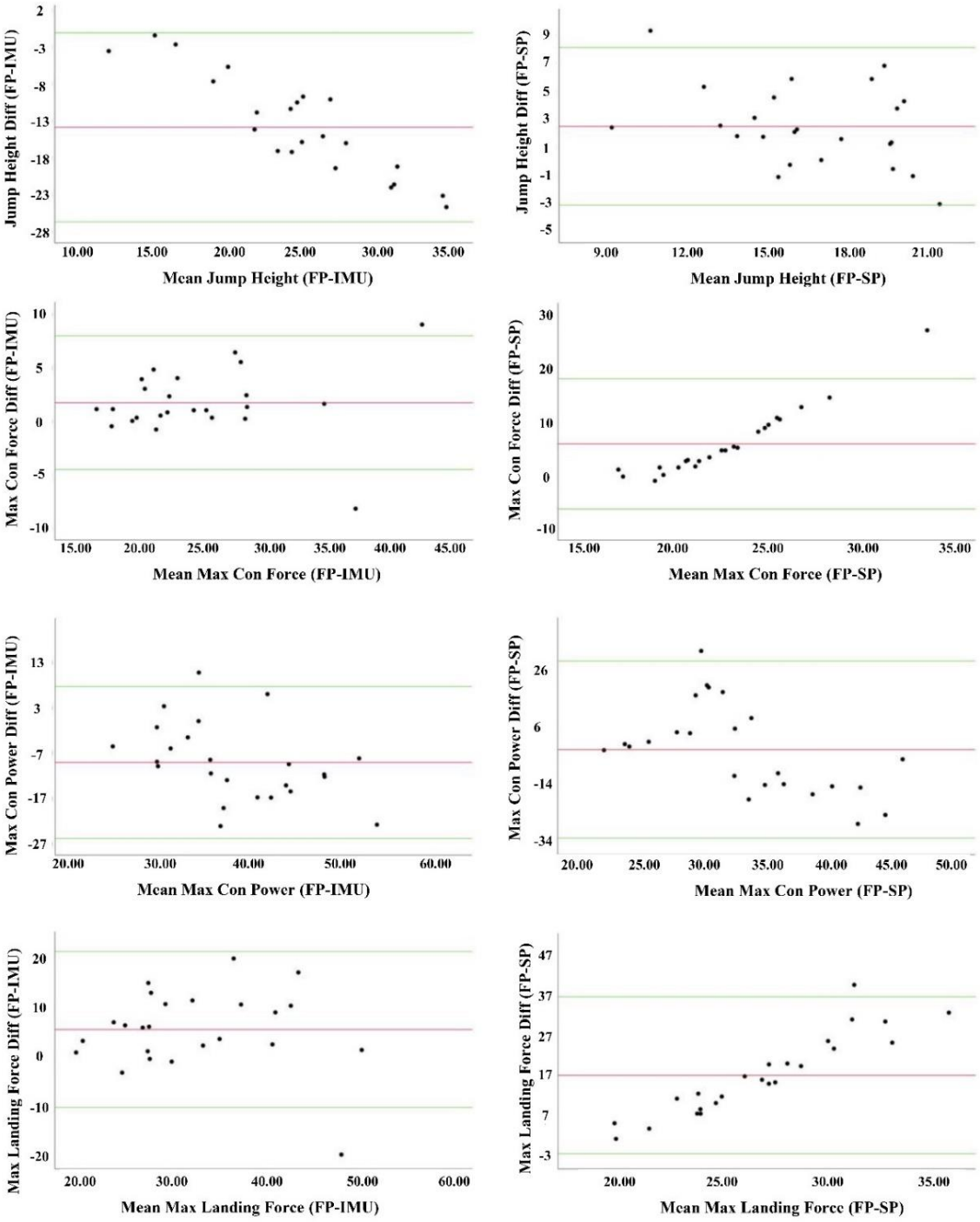


Fig. 3. Bland–Altman plots comparing drop jump measurements between the force plate (FP), inertial measurement unit (IMU), and smartphone (SP).

Table 2. Agreement analysis between the force plate (FP) and portable devices, an inertial measurement unit (IMU) and a smartphone (SP), for countermovement and drop jump metrics, based on Bland–Altman plots, one-sample t-tests, and regression analysis

Variables	Comparisons	Mean bias	SD of difference	Lower limit	Upper limit	t-test (p- value)	Regression p-value (Slope)
CMJ							
Jump Height	FP-IMU	-1.087	8.898	-18.520	16.350	0.564	<0.001* (-1.207)
	FP-Ph	11.087	2.983	5.240	16.934	<0.001*	0.657 (0.102)
Peak Con Force	FP-IMU	1.613	1.463	-1.254	4.480	<0.001*	0.019* (0.317)
	FP-Ph	2.769	2.613	-2.352	7.890	<0.001*	<0.001* (1.113)
Peak Con Power	FP-IMU	-8.905	5.885	-20.439	2.630	<0.001*	0.031* (-0.549)
	FP-Ph	5.069	10.691	-15.885	26.023	0.033*	0.002* (-1.188)
Max Landing Force	FP-IMU	6.127	7.427	-8.429	20.684	0.002*	0.411 (0.513)
	FP-Ph	14.509	8.790	-2.719	31.737	<0.001*	<0.001* (2.00)
DJ							
Jump Height	FP-IMU	-13.948	6.532	-26.750	-1.145	<0.001*	<0.001* (-0.898)
	FP-Ph	2.468	2.868	-3.153	8.089	<0.001*	0.084 (-0.360)
Peak Con Force	FP-IMU	1.708	3.192	-4.548	7.964	0.015*	0.634 (0.102)
	FP-Ph	5.829	6.230	-6.381	18.039	<0.001*	<0.001* (0.967)
Peak Con Power	FP-IMU	-9.174	8.553	-25.937	7.589	<0.001*	0.035* (-0.433)
	FP-Ph	-1.654	15.664	-32.355	29.047	0.610	0.004* (-0.571)
Max Landing Force	FP-IMU	5.685	8.009	-10.012	21.382	0.002*	0.737 (-0.072)
	FP-Ph	17.468	10.019	-2.169	37.105	<0.001*	<0.001* (0.928)

Note: CMJ: countermovement jump; DJ: drop jump; * Indicates $p < 0.05$.

Countermovement Jump

For jump height, the IMU showed no significant mean bias ($p = 0.564$), but the LoA were wide (−18.52 to 16.35 cm), indicating substantial individual-level disagreement. Significant proportional bias was detected ($p < 0.001$; slope = −1.207), showing that the FP–IMU difference varied with measurement magnitude. The unusually high IMU estimates noted above may have contributed to the variability, but this was not tested. The smartphone underestimated CMJ height (bias = 11.087 cm, $p < 0.001$; LoA = 5.240 to 16.934 cm). No significant proportional bias was detected for the smartphone comparison ($p = 0.657$), but this does not establish acceptable individual-level agreement. Both devices underestimated peak concentric force (IMU bias = 1.613 N/kg; smartphone bias = 2.769 N/kg; both $p < 0.001$). Proportional bias was detected for the IMU ($p = 0.019$; slope = 0.317) and smartphone ($p < 0.001$; slope = 1.113), indicating that the FP–device differences varied with the magnitude of the measurements. The slope was steeper for the smartphone comparison. For peak concentric power, the IMU overestimated force-plate values (bias = −8.905 W/kg, $p < 0.001$; proportional-bias $p = 0.031$, slope = −0.549). The smartphone underestimated power on average (bias = 5.069 W/kg, $p = 0.033$) and also showed proportional bias ($p = 0.002$; slope = −1.188). The negative slope indicates that the FP–smartphone difference became more negative as the mean increased; thus, the average underestimation did not remain constant across the measurement range. Both devices underestimated maximum landing force (IMU bias = 6.127 N/kg; smartphone bias = 14.509 N/kg; both $p \leq 0.002$). No significant proportional bias was detected for the IMU ($p = 0.411$). The smartphone comparison showed a significant regression slope ($p < 0.001$; slope = 2.00). Smartphone landing-force estimates also had markedly less variability than force-plate

measurements. This restricted range and the wide LoA raise concerns about the smartphone's ability to represent individual differences, but do not establish sensor saturation or clipping as the cause.

Drop Jump

For jump height, the IMU substantially overestimated force-plate values (bias = −13.948 cm, $p < 0.001$; LoA = −26.750 to −1.145 cm) and showed proportional bias ($p < 0.001$; slope = −0.898). The smartphone showed a smaller but statistically significant underestimation (bias = 2.468 cm, $p < 0.001$; LoA = −3.153 to 8.089 cm). Its regression slope was not statistically significant ($p = 0.084$), but the LoA indicate that individual discrepancies were not negligible. For peak concentric force, the IMU showed a relatively small but significant mean bias (1.708 N/kg, $p = 0.015$; LoA = −4.548 to 7.964 N/kg), with no significant proportional bias ($p = 0.634$). The smartphone showed a larger mean bias (5.829 N/kg, $p < 0.001$) and significant proportional bias ($p < 0.001$; slope = 0.967), indicating that its difference from the force plate varied with measurement magnitude. For peak concentric power, the IMU overestimated force-plate values (bias = −9.174 W/kg, $p < 0.001$) and showed proportional bias ($p = 0.035$; slope = −0.433). The smartphone showed no significant mean bias (−1.654 W/kg, $p = 0.610$), but significant proportional bias was detected ($p = 0.004$; slope = −0.571). Thus, a nonsignificant average difference did not indicate consistent agreement across the measurement range. Both devices underestimated maximum landing force (IMU bias = 5.685 N/kg; smartphone bias = 17.468 N/kg; both $p \leq 0.002$). No significant proportional bias was detected for the IMU ($p = 0.737$), whereas the smartphone showed a significant slope ($p < 0.001$; slope = 0.928). The smartphone also showed restricted variability and wide LoA, indicating limited agreement for landing-force estimation. Overall, Bland–Altman analyses showed that bias and individual-level agreement depended on the device, outcome, and task. A nonsignificant test for proportional bias does not prove that proportional bias is absent, and a nonsignificant mean bias does not establish acceptable LoA. Visual inspection of the Bland–Altman plots (Figs. 2 and 3) reinforces the statistical evidence of device- and task-specific bias. For jump height, the FP–IMU plots for both CMJ and DJ show a clear downward trend, consistent with the significant proportional bias (slopes –1.207 and –0.898, $p < 0.001$). This pattern indicates that IMU overestimation increases as jump height increases. In contrast, the FP–SP plots display tightly clustered points above the zero line (mean bias: 11.087 cm for CMJ; 2.468 cm for DJ), visually confirming a stable systematic underestimation without proportional bias. For peak concentric force, the FP–SP plots show a distinct upward slope in both CMJ and DJ, matching the significant proportional bias ($p < 0.001$) and indicating that smartphone underestimation becomes more pronounced at higher force outputs. The FP–IMU plots exhibit a more uniform scatter, particularly in DJ, where no proportional bias was detected ($p = 0.634$), reflecting relatively stable IMU error across force magnitudes. For peak concentric power, both devices show downward-sloping scatter in CMJ and DJ. The IMU's overestimation increases with higher power values, consistent with significant proportional bias ($p < 0.05$). The smartphone shows a similar downward trend, reflecting underestimation in CMJ and slight overestimation in DJ, but in both tasks the proportional bias ($p < 0.05$) indicates reduced accuracy at higher power outputs. Finally, for maximum landing force, the FP–IMU plots show a relatively stable distribution around the mean bias line, confirming the absence of proportional error. In contrast, the FP–SP plots, especially in DJ, display a pronounced upward spread, visually reinforcing the significant proportional bias (slope = 0.928, $p < 0.001$) and highlighting the smartphone's limited precision at higher impact loads.

Relative Agreement and Precision

The results are shown in Table 3. For CMJ jump height, both devices had low ICC values (IMU = 0.360; smartphone = 0.083), despite significant correlations with the force plate (r = 0.612 and 0.573, respectively). For peak concentric force, the IMU showed a higher ICC (0.692) and stronger correlation (r = 0.867) than the smartphone, but its ICC remained below the prespecified threshold of 0.75. ICC values were also low for CMJ peak concentric power and maximum landing force.

Table 3. Intraclass correlation coefficients ($ICC_{2,1}$), Pearson's correlation (r), and standard error of estimate (SEE) for jump variables across force plate (FP), inertial measurement unit (IMU), and smartphone (SP).

Variable	Device	$ICC_{2,1}$	95% CI	SEE (units)	r	p-value
CMJ						
Jump Height (cm)	IMU	0.360	-0.060-0.669	2.711	0.612	0.002*
	SP	0.083	-0.031-0.331	2.808	0.573	0.004*
Peak Con Force (N/kg)	IMU	0.692	0.022-0.898	1.458	0.867	<0.001*
	SP	0.162	-0.109-0.471	2.674	0.411	0.051
Peak Con Power (W/kg)	IMU	0.246	-0.107-0.607	3.870	0.565	0.009*
	SP	0.023	-0.303-0.386	4.895	0.034	0.878
Max Landing Force (N/kg)	IMU	0.324	-0.074-0.653	7.430	0.473	0.035*
	SP	≈0	-0.094-0.144	8.649	-0.143	0.515
DJ						
Jump Height (cm)	IMU	0.150	-0.073-0.469	1.898	0.790	<0.001*
	SP	0.547	0.046-0.802	2.222	0.697	<0.001*
Peak Con Force (N/kg)	IMU	0.858	0.651-0.940	0.323	0.883	<0.001*
	SP	0.098	-0.132-0.386	0.577	0.545	0.006*
Peak Con Power (W/kg)	IMU	0.324	-0.091-0.652	5.829	0.542	0.006*
	SP	≈0	-0.554-0.253	6.796	-0.200	0.348
Max Landing Force (N/kg)	IMU	0.540	0.109-0.785	0.717	0.632	0.001*
	SP	≈0	-0.121-0.127	0.841	-0.418	0.042*

Note: CI: confidence interval; CMJ: countermovement jump; DJ: drop jump; *Indicates $p < 0.05$.

These results illustrate that correlation, which describes association, does not necessarily indicate agreement. During DJ, the IMU showed its highest ICC for peak concentric force (ICC = 0.858; 95% CI, 0.651–0.940), with a strong correlation (r = 0.883) and SEE of 0.323 N/kg. This was the only device–outcome combination with an ICC above the prespecified threshold. However, the confidence interval was broad and the LoA ranged from −4.548 to 7.964 N/kg; therefore, this result alone does not establish interchangeability with the force plate. For DJ, the IMU's ICC for maximum landing force was 0.540, while its ICC for jump height was low (0.150) despite a strong correlation (r = 0.790). Its ICC for peak concentric power was also low. The smartphone had a higher ICC for DJ jump height (0.547) than for the other outcomes, but its significant mean bias and LoA do not support interchangeability. Smartphone ICCs were low for the kinetic outcomes; notably, the smartphone's correlation for DJ landing force was negative (r = −0.418, p = 0.042), indicating an inverse association rather than meaningful agreement. Overall, agreement depended on the outcome and task. The IMU's most favorable result was for peak concentric force during DJ, whereas neither device showed consistently high agreement across all variables. The smartphone showed particularly limited agreement for kinetic outcomes. These findings apply to the specific devices, placements, and processing procedures tested and should not be generalized to all IMUs or smartphones.

Discussion

This study evaluated the concurrent validity of a waist-mounted IMU and a greater-trochanter-mounted smartphone accelerometer against a force plate during CMJ and 20-cm DJ. Agreement varied by device, outcome, and task, and neither portable system showed consistently high agreement across all variables. The IMU's most favorable result was for peak concentric force during DJ; however, jump height, peak concentric power, and maximum landing force generally showed meaningful discrepancies from force-plate measurements. These findings indicate that validity should be evaluated for each outcome and task rather than inferred from a device's general ability to record movement.

IMU-derived jump height showed substantial disagreement with the force plate, particularly during DJ. During CMJ, the mean bias was small and nonsignificant, but the wide LoA indicated that individual estimates could differ considerably from the reference. Positive and negative errors can

offset one another, so a small mean bias does not necessarily indicate good agreement (28, 30). The significant proportional bias further showed that the FP–IMU difference varied with measurement magnitude. The unusually high CMJ estimates may have contributed to the variability, but this was not examined through sensitivity analysis and their cause remains uncertain. The IMU's large overestimation of DJ height suggests that the evaluated processing pipeline did not estimate height consistently across tasks. One possible explanation is error in identifying movement events: unlike CMJ, DJ includes an initial aerial phase while the participant steps from the box before landing and performing the reactive jump. If this initial phase is not distinguished from the subsequent jump, estimated flight time may be prolonged. However, the study did not independently compare IMU-detected events with force-plate-defined events, so this explanation remains hypothetical. Soft-tissue movement or belt oscillation could also affect the acceleration signal (12, 31, 32), but these factors were not measured. Previous studies have reported favorable validity for IMU-based CMJ height estimation using different sensor locations and processing methods. Marković et al. reported excellent agreement using an IMU positioned over the metatarsal region (31), while Schleitzer et al. evaluated a different sensor configuration and event-detection algorithm (32). Such findings show that good performance may be achievable with particular configurations, but they do not establish equivalent accuracy for a waist-mounted IMU or during DJ. The present findings therefore concern the specific device configuration and processing pipeline tested, rather than IMU technology in general.

The smartphone also showed limited agreement for jump height. During CMJ, it substantially underestimated force-plate values and had LoA that indicated nontrivial individual error. During DJ, the average discrepancy was smaller but remained statistically significant. The absence of significant proportional bias in the DJ comparison does not establish adequate individual-level accuracy. These results should be distinguished from studies using video-based smartphone applications, such as MyJump, which estimates height from video-derived flight time (8, 33). Because the measurement principles and event-detection procedures differ, findings for video-based applications cannot be generalized directly to accelerometer-based estimates. Validity depends on the measurement modality, sensor configuration, event-detection method, and processing pipeline. Peak concentric force was the most promising outcome for the IMU, particularly during DJ. Its ICC exceeded the prespecified threshold (0.858), and its correlation with the force plate was strong. However, the ICC confidence interval was relatively wide, and the LoA ranged from −4.548 to 7.964 N/kg. Whether this error is acceptable depends on the intended application and the magnitude of change or difference that must be detected. The result supports further investigation of IMU-derived peak concentric force during DJ but does not establish interchangeability for individual assessment. Agreement for IMU-derived CMJ peak concentric force was lower, and smartphone ICC values for peak concentric force were low in both tasks. Previous research has likewise shown that the accuracy of IMU-based force estimation can vary with sensor location and the method used to estimate ground-reaction force (14, 34).

The measurement principles of the systems are also important. The force plate directly measures external ground-reaction force, whereas the portable systems estimate net force from local sensor acceleration and body mass. Local segment acceleration is not equivalent by definition to whole-body COM acceleration or external GRF; the estimate depends on the reference frame, gravity correction, sensor orientation, and processing method (12, 14). Therefore, discrepancies may reflect both the measurement principles and the procedures used to derive each outcome. Because device type, placement, sampling frequency, and sensor configuration differed simultaneously, the more favorable IMU result cannot be attributed to any single factor. Studies that control these factors independently are needed. Neither portable device showed consistently high agreement for peak concentric power. Power estimation depends on both force and velocity estimates, so errors in either component can affect the final value. Velocity was obtained by integrating acceleration, which can be sensitive to baseline offsets, noise, event selection, and accumulated integration error (12, 14).

However, the present results do not establish that integration drift caused the discrepancies: residual velocity and end-of-trial integration error were not assessed, and device-derived velocity was not compared with an independent reference. The relative contributions of force estimation, velocity estimation, phase segmentation, and integration therefore remain unknown. Future studies should validate velocity estimates directly and examine how integration procedures and event definitions affect power calculations. Both portable devices underestimated maximum landing force, with greater average underestimation by the smartphone. The IMU showed no significant evidence of proportional bias in either task, but its wide LoA indicated substantial individual-level error. Smartphone estimates had restricted variability relative to the force plate and significant regression slopes in both tasks. This pattern raises concerns about the smartphone's ability to represent the range of landing-force values, but does not demonstrate sensor saturation or clipping; these explanations require inspection of the sensor's operating range and raw signals.

Signal processing may also have affected landing-force estimates. The 20-Hz low-pass filter may have attenuated sharp peaks, depending on the signal characteristics and filter implementation. However, alternative cutoffs were not tested, and force-plate signals were not reprocessed using an equivalent pipeline. The contribution of filtering to the observed discrepancies therefore remains uncertain. This limitation concerns the processing pipeline evaluated and should not automatically be attributed to the sensor hardware. Future work should compare processing procedures under controlled conditions and inspect raw signals before assigning discrepancies to device characteristics. Sampling frequency alone is unlikely to explain the observed discrepancies. The smartphone's sampling interval was much shorter than the flight-time discrepancy observed for the IMU during DJ, so sampling frequency alone does not adequately explain its magnitude. The sampling rates were also sufficient to represent the frequency range retained by the 20-Hz low-pass filter. These observations do not rule out all sampling-related effects, but the present design cannot establish that sampling frequency caused the errors. Because device type, placement, sensor configuration, sampling frequency, and processing procedures were not independently controlled, causal comparisons between the IMU and smartphone are not possible. The practical implications should be interpreted cautiously. The IMU's relatively favorable agreement for peak concentric force during DJ warrants further investigation, but this study evaluated agreement rather than test–retest reliability or responsiveness. Averaging repeated trials does not establish whether a device can consistently measure an individual's performance across sessions or detect change during training or rehabilitation. The findings therefore do not support recommendations for longitudinal monitoring or individual progress tracking. Such applications require dedicated assessment of repeatability, measurement error, and responsiveness, with acceptable error thresholds defined in advance.

Several limitations should be considered when interpreting these findings. First, the sample comprised 24 physically active young females, which limits the generalizability of the findings to other populations. Although a supplementary precision assessment was conducted for ICC estimation, no a priori sample-size calculation was performed to establish the required precision of all agreement estimates, particularly the Bland–Altman limits of agreement (LoA). Moreover, this assessment depended on the assumed ICC and the target confidence-interval width. Future studies should recruit larger and more diverse samples and determine sample sizes based on prespecified outcomes and desired levels of precision. Second, device type, sensor configuration, sampling frequency, and anatomical placement were confounded. The waist-mounted multisensor IMU sampled at 333 Hz, whereas the greater-trochanter-mounted legacy smartphone sampled at 160 Hz and provided only a single vertical-axis acceleration channel, without concurrent gyroscope or magnetometer data. The smartphone was selected as a low-cost, minimalist comparator rather than as a representative of contemporary smartphones. Differences in mounting location may also have introduced variability associated with rotational movement and soft-tissue artifact. Consequently, the independent contributions of these factors to the observed measurement discrepancies could

not be determined. Future studies should compare co-located sensors under standardized acquisition and processing conditions and include contemporary smartphones. Third, reliability and responsiveness were not assessed because the three trials per task were aggregated rather than analyzed to evaluate trial-to-trial or test–retest consistency. In addition, only a 20-cm drop height was investigated, limiting the applicability of the findings to other drop heights and jump protocols. Future research should assess reliability and responsiveness separately and examine a broader range of jump and landing tasks. Fourth, measurement discrepancies may have been influenced by methodological and signal-processing factors. Sensor calibration procedures and operating ranges were insufficiently characterized to determine whether calibration errors, saturation, or clipping occurred. Jump height was derived from flight time using threshold-based event detection; therefore, estimates may have been sensitive to errors in identifying take-off and landing, particularly in noisy signals. No sensor-orientation correction was applied, sensitivity to alternative low-pass filter cutoffs was not examined, and force-plate signals were not processed using an identical filtering pipeline. The individual contributions of these factors to the observed discrepancies therefore remain uncertain. Future studies should document calibration procedures and sensor operating ranges, validate event detection against reference events, evaluate orientation correction where appropriate, and compare alternative processing pipelines using synchronized reference measurements. Finally, multiple outcomes were examined across devices and jump tasks, increasing the possibility of chance findings. The results should therefore be interpreted in the context of the overall pattern of agreement rather than statistical significance alone. Future studies should prespecify primary outcomes, justify their methods for controlling multiple comparisons, and report confidence intervals alongside point estimates. In addition, signal noise and event-detection failures resulted in varying numbers of valid observations across analyses. Descriptive statistics in Table 1 were based on the available observations for each device and outcome, whereas the Bland–Altman analyses in Table 2 included only participants with valid paired measurements. Consequently, descriptive means may not correspond exactly to the paired mean biases. Future studies should report the number of valid paired observations for each comparison and investigate the causes and implications of missing measurements.

Conclusion

Neither tested portable system provided consistently interchangeable measurements with the force plate across CMJ and 20-cm DJ outcomes. The waist-mounted IMU showed its most favorable agreement for peak concentric force during DJ, but the observed LoA indicate that interchangeability for individual assessment has not been established. The tested smartphone showed limited agreement, particularly for kinetic outcomes. These findings emphasize that each device configuration and processing pipeline must be validated for the specific outcome and task before its measurements are used as substitutes for force-plate data. Further work should prioritize standardized sensor comparisons, direct validation of movement-event detection, larger and more diverse samples, and dedicated assessments of reliability and responsiveness.

Acknowledgement

The authors express their sincere gratitude to the staff of the Movement Disorders and Gait Analysis Laboratory in the Department of Physiotherapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, as well as to the BSNlab staff, for their valuable support and technical assistance.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (approval code: IR.MODARES.REC.1400.107), and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. Written informed consent was obtained from all participants prior to participation.

Funding

This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Maryam Nazari and Sahar Boozari contributed to the study conception and design. Maryam Nazari was responsible for data collection. All authors contributed to data analysis, interpretation of findings, manuscript preparation, critical revision of the manuscript, and approval of the final version.

Conflicts of interest

The authors declare no conflict of interest.

مقاله پژوهشی

بررسی اعتبار هم‌زمان واحد اندازه‌گیری اینرسی نصب‌شده بر کمر و شتاب‌سنج گوشی هوشمند نصب‌شده بر تروکانتر بزرگ در مقایسه با صفحه نیرو در حین پرش عمقی و ضدحرکت در زنان فعال غیررقابتی

مریم نظری[۱]، سحر بوذری*[۱]، سمیه محمدی[۲]، عباس فرجاد پزشک[۳]، گیتی ترکمان[۱]

۱. گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

۲. گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی اختلالات عصبی عضلانی اسکلتی، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.

۳. گروه علوم ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بیرجند، بیرجند، ایران.

Scan to read online

Citation: Nazari M, Boozari S, Mohamadi S, Farjad Pezeshk A, Torkaman G. Concurrent Validity of an Inertial Measurement Unit and Smartphone Accelerometer Against a Force Plate During Countermovement and Drop Jumps in Active Women. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4): 1004-1040. https://doi.org/10.66224/JSportBiomech.12.4.1004

اطلاعات مقاله:

دریافت: ۲۰ تیر ۱۴۰۵

پذیرش: ۲۵ آبان ۱۴۰۵

انتشار: ۸ آذر ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

واحد اندازه‌گیری اینرسی، شتاب‌سنج تلفن همراه، صفحه نیرو، تحلیل بلاند–آلتمن، پرش ضد حرکت، پرش عمقی

چکیده

هدف این مطالعه با هدف ارزیابی روایی هم‌زمان واحد اندازه‌گیری اینرسی و شتاب‌سنج گوشی هوشمند در مقایسه با صفحه نیرو در پرش‌های ضدحرکت و عمقی زنان فعال غیررقابتی انجام شد.

روش‌ها بیست‌وچهار زن فعال غیررقابتی، سه پرش ضدحرکت و سه پرش عمقی از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر انجام دادند. سیگنال‌های هر سه ابزار به‌طور هم‌زمان ثبت و میانگین سه کوشش معتبر تحلیل شد. توافق مطلق و سوگیری تناسبی به‌ترتیب با تحلیل بلاند–آلتمن و رگرسیون خطی و روایی نسبی با ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای (ICC)، همبستگی پیرسون و خطای استاندارد برآورد (SEE) ارزیابی شد.

یافته‌ها واحد اندازه‌گیری اینرسی در برآورد ارتفاع پرش ضدحرکت، سوگیری میانگین اندک اما حدود توافق گسترده‌ای نشان داد و ارتفاع پرش عمقی را بیش‌برآورد کرد. گوشی هوشمند ارتفاع هر دو پرش را کم‌برآورد کرد. بیشترین توافق مربوط به حداکثر نیروی کانسنتریک واحد اندازه‌گیری اینرسی در پرش عمقی بود (ICC=۰/۸۵۸)، هرچند حدود توافق همچنان گسترده بود. توافق حداکثر توان کانسنتریک و نیروی فرود عموماً محدود و توافق متغیرهای کینتیکی گوشی هوشمند با صفحه نیرو ضعیف بود.

نتیجه‌گیری هیچ‌یک از دو ابزار قابلیت جایگزینی مطمئن با صفحه نیرو را نداشتند. واحد اندازه‌گیری اینرسی برای برآورد حداکثر نیروی کانسنتریک در پرش عمقی عملکرد مطلوب‌تری نشان داد، اما کاربرد آن در ارزیابی فردی مستلزم اعتبارسنجی بیشتر است. یافته‌ها به ابزارها، محل نصب حسگرها و روش‌های پردازش بررسی‌شده محدود می‌شوند.

* نویسنده مسئول:

سحر بوذری

s.boozari@modares.ac.ir

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, adaptation, and reproduction in any medium or format, provided the original author(s) and the source are credited.

© 2027 The Author(s). Journal of Sport Biomechanics published by Islamic Azad University, Hamedan Branch.

مقدمه

عملکرد پرش در علوم ورزشی و توان‌بخشی به‌طور گسترده برای توصیف عملکرد اندام تحتانی، عملکرد عصبی‌عضلانی و خستگی ارزیابی می‌شود. صفحات نیرو اندازه‌گیری مستقیم نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی را فراهم می‌کنند و معمولاً برای کمی‌سازی متغیرهایی مانند نیرو، توان، تکانه و نیروی فرود به کار می‌روند. همچنین می‌توان از آن‌ها برای برآورد ارتفاع پرش با روش‌هایی مانند زمان پرواز یا محاسبات تکانه–اندازه حرکت استفاده کرد (۱–۳). بااین‌حال، صفحات نیرو گران‌قیمت و غیرقابل‌حمل هستند و عموماً به محیط‌های آزمایشگاهی محدود می‌شوند؛ موضوعی که می‌تواند استفاده معمول از آن‌ها را در محیط‌های میدانی و بالینی محدود کند. واحدهای اندازه‌گیری اینرسی و حسگرهای مبتنی بر تلفن همراه، گزینه‌هایی قابل‌حمل‌تر و در دسترس‌تر برای ارزیابی عملکرد پرش فراهم می‌کنند. در واحدهای اندازه‌گیری اینرسی معمولاً شامل شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و مغناطیس‌سنج هستند؛ درحالی‌که برنامه‌های تلفن همراه از حسگرهای داخلی برای برآورد پیامدهایی مانند زمان پرواز و ارتفاع پرش استفاده می‌کنند (۴–۱۲).

با وجود دسترس‌پذیری این ابزارها، روایی اندازه‌گیری‌های حاصل از واحدهای اندازه‌گیری اینرسی و تلفن‌های همراه همچنان یک چالش مهم است. مطالعات اعتبارسنجی پیشین، بسته به نوع تکلیف پرش، محل حسگر، ویژگی‌های شرکت‌کنندگان و روش‌های پردازش، نتایج متفاوتی گزارش کرده‌اند (۴–۸، ۱۰، ۱۲). بیشتر این مطالعات بر متغیرهایی مانند حداکثر شتاب، حداکثر سرعت، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و ارتفاع پرش تمرکز داشته‌اند (۱۳–۱۵). مطالعات کمتری چندین متغیر کینتیک را به‌طور هم‌زمان، از جمله حداکثر نیروی کانسنتریک، حداکثر توان کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود، در هر دو نوع پرش ضد حرکت و عمقی به‌طور هم‌زمان ارزیابی کرده‌اند. ارزیابی پیامدهای متعدد در تکالیف مختلف می‌تواند روشن کند که آیا عملکرد دستگاه به پیامد و نوع تکلیف وابسته است یا خیر. تکالیف مختلف پرش، نیازهای مکانیکی متمایزی ایجاد می‌کنند و اطلاعات مکملی درباره عملکرد اندام تحتانی فراهم می‌آورند (۱۶، ۱۷). درحالی‌که پرش ضد حرکت به دلیل سادگی و آشنایی رایج است، پرش عمقی که شامل دو مرحله فرود و یک مرحله پرش بین دو مرحله فرود است، نیاز بیشتری به کارایی مناسب چرخه کشش–کوتاه‌شدن و مکانیک فرود دارد. ارزیابی هر دو نوع پرش ضد حرکت و پرش، به‌ویژه در زمینه‌های ورزشی و توان‌بخشی که در آن‌ها قدرت انفجاری و جذب ضربه اهمیت بسیاری دارند، عمقی درک جامع‌تری از کنترل عصبی‌عضلانی فراهم می‌کند.

مطالعه حاضر با هدف ارزیابی روایی هم‌زمان متغیرهای حاصل از یک واحد اندازه‌گیری اینرسی و یک تلفن همراه، از طریق مقایسه آن‌ها با اندازه‌گیری‌های دستگاه صفحه نیرو در هر دو تکلیف پرش ضد حرکت و پرش عمقی انجام شد. برای اعتبارسنجی جامع، توافق مطلق با استفاده از سوگیری بلاند–آلتمن و حدود توافق ارزیابی شد، درحالی‌که روایی نسبی از طریق ضرایب همبستگی درون‌طبقه‌ای و همبستگی پیرسون بررسی گردید. متغیرها شامل ارتفاع پرش و سه متغیر کینتیکی دیگر شامل این متغیرها شامل حداکثر نیروی کانسنتریک، به‌عنوان بازتابی از ظرفیت تولید حداکثر نیرو در مرحله پیش‌رانش؛ حداکثر توان کانسنتریک، به‌عنوان نمایانگر سهم ترکیبی نیرو و سرعت در خروجی انفجاری؛ و حداکثر نیروی فرود، به‌عنوان شاخصی از جذب ضربه و مدیریت بار اندام تحتانی بودند. افزون بر این، مطالعه حاضر پرش عمقی را که از نظر مکانیکی چالش‌برانگیزتر است، دربرمی‌گیرد؛ تکلیفی که در پژوهش‌های اعتبارسنجی پیشین کمتر ارزیابی شده، اما برای درک عملکرد حسگر طی حرکات با لود بالا اهمیت دارد. فرضیه ما این بود که (۱) واحد اندازه‌گیری اینرسی در مقایسه با تلفن همراه، در تمام متغیرها توافق بهتری با صفحه نیرو نشان خواهد داد. روایی قابل‌قبول، بر اساس چارچوب‌های تثبیت‌شده پایایی، از پیش به‌صورت ICC ≥ ۰/۷۵ و خطای استاندارد برآورد کمتر از ۱۰٪ دامنه

اندازه‌گیری تعریف شد (۲۲، ۲۳). حدود توافقی که تقریباً از ۱۵ تا ۲۰٪ مقدار میانگین فراتر می‌رفتند، برای تصمیم‌گیری در سطح فردی بسیار زیاد و پراکنده در نظر گرفته شدند. این معیارها پیش از تحلیل داده‌ها تعیین شدند و پس از آن تغییر نکردند.

روش‌ها

آزمودنی‌ها

بیست‌وچهار زن از نظر فیزیکی فعال، به‌صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. ارزیابی حجم نمونه با استفاده از روش توصیف‌شده توسط Bonett (2002) برای برآورد ICC انجام شد. با فرض ICC برابر ۰/۹۰، دو روش اندازه‌گیری در هر مقایسه، سطح اطمینان ۹۵٪ و فاصله اطمینان برابر با ۰/۲۰، نتایج Bonett نشان داد که برای مدل‌های متناظر ICC دوطرفه، تقریباً ۲۱ شرکت‌کننده موردنیاز است. مطالعه حاضر شامل ۲۴ شرکت‌کننده بود. هدف از این ارزیابی، تبیین دقت برآورد ICC بود، نه تعیین توان آماری برای همه پیامدهای توافق. ازآنجاکه حجم نمونه موردنیاز، به ICC واقعی و دقت تعیین‌شده بستگی دارد، این محاسبه نباید به‌منزله اثبات دقت کافی برای تمام مقایسه‌های دستگاه‌ها یا متغیرهای بیومکانیکی تفسیر شود. برای تعیین حجم نمونه همچنین به مطالعات پیشین نیز استناد شد (۱۸–۲۰). معیارهای ورود عبارت بودند از: (۱) زنان بزرگسال ۱۸ تا ۳۵ ساله با شاخص توده بدنی طبیعی (۱۸/۵ تا ۲۴/۹ کیلوگرم بر مترمربع)؛ (۲) ورزشکار غیرحرفه‌ای، اما دارای فعالیت بدنی، با مشارکت در فعالیت بدنی منظم (حداقل ۳ جلسه تمرین هوازی در هفته) و سطح فعالیت تگنر ۵ تا ۶؛ و (۳) داشتن تجربه قبلی انجام تکالیف پرش عمودی، شامل پرش ضد حرکت و پرش عمقی، بر اساس خوداظهاری شرکت‌کنندگانی که این پرش‌ها را در باشگاه یا به‌عنوان گرم‌کردن پیش از فعالیت ورزشی تفریحی انجام داده بودند. معیارهای خروج عبارت بودند از: (۱) هرگونه سابقه بیماری ارتوپدی دائمی یا شکستگی قبلی اندام‌های تحتانی یا ستون فقرات کمری که از طریق غربالگری پژوهشگر اصلی (فیزیوتراپیست دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد) تأیید شده باشد؛ (۲) هرگونه آسیب اسکلتی‌عضلانی اندام تحتانی طی شش ماه گذشته که درد، تورم یا محدودیت عملکردی نیازمند تغییر فعالیت داشته باشد (۳) اختلالات تشخیص‌داده‌شده نورولوژیک یا تعادلی. واجد شرایط بودن شرکت‌کنندگان طی فرایندی دو مرحله‌ای تأیید شد. ابتدا، شرکت‌کنندگان پرسش‌نامه غربالگری استاندارد خوداظهاری را تکمیل کردند که شامل تعداد فعالیت هوازی در هفته، تجربه قبلی پرش، سابقه آسیب و اختلالات نورولوژیک یا تعادلی را پوشش می‌داد. تجربه پرش به‌صورت شفاهی تأیید شد و از شرکت‌کنندگان خواسته شد موقعیت مشخصی را که در آن پرش‌ها را انجام داده بودند شرح دهند؛ افرادی که قادر به انجام این کار نبودند، کنار گذاشته شدند. در مرحله دوم، همه شرکت‌کنندگان تحت معاینه غربالگری بالینی متمرکزی قرار گرفتند که توسط پژوهشگر اصلی (فیزیوتراپیست دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد) انجام شد. این معاینه شامل اخذ شرح‌حال درباره مشکلات ارتوپدی، شکستگی و شرایط نورولوژیک یا تعادلی و نیز معاینه اندام تحتانی و ستون فقرات کمری (مشاهده، دامنه حرکتی فعال و آزمون‌های تحریک‌کننده علائم در صورت لزوم) بود؛ بنابراین، معیارهای خروج از طریق ترکیب خوداظهاری و معاینه بالینی و نه صرفاً خوداظهاری، بررسی شدند. پروتکل مطالعه به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تربیت مدرس (IR.MODARES.REC.1400.107) رسید و مطابق با بیانیه هلسینکی اجرا شد. پیش از گردآوری داده‌ها، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از همه شرکت‌کنندگان دریافت شد.

طرح مطالعه

هدف این مطالعه مقایسه شاخص‌های عملکرد پرش ضد حرکت و پرش عمقی به‌دست‌آمده از سه ابزار اندازه‌گیری بود: صفحه نیروی آزمایشگاهی، واحد اندازه‌گیری اینرسی پوشیدنی و تلفن همراه. هر شرکت‌کننده یک برنامه گرم‌کردن داینامیک استاندارد شامل ۵ دقیقه دوچرخه‌سواری ثابت، سپس ۱۰ تکرار از هر یک از حرکات لانج رو به جلو، لانج معکوس، ضربات پای مستقیم، زانو بلند و ضربه پاشنه به باسن را انجام داد و پس از آن سه کوشش معتبر از هر دو نوع پرش ضد حرکت و پرش عمقی را اجرا کرد. پرش ضد حرکت شامل یک حرکت سریع رو به پایین (مرحله اکسنتریک) بود که بلافاصله با یک پرش انفجاری رو به بالا (مرحله کانسنتریک) و با استفاده از چرخه کشش–کوتاه‌شدن دنبال می‌شد. به شرکت‌کنندگان دستور داده شد تا با بیشترین سرعت و ارتفاع ممکن بپرند. یک کوشش زمانی معتبر تلقی می‌شد که دست‌ها در تمام مدت پرش روی کمر باقی بمانند، پیش از پرش مکث اضافی در خم‌شدن زانو رخ ندهد، شرکت‌کننده پس از فرود راه نرود یا قدم برندارد و حواس او پرت نشود. تکلیف پرش عمقی شامل پایین آمدن از یک جعبه ۲۰ سانتی‌متری و آغاز فوری یک پرش عمودی واکنشی پس از تماس با زمین بود. شرکت‌کننده یک پا را به جلو حرکت می‌داد و اجازه می‌داد بدن بدون فشار فعال پاها از جعبه سقوط کند؛ بنابراین، سقوط با نیروی جاذبه و با حداقل نیروی رانشی رو به بالا یا پایین در لحظه جدا شدن از جعبه آغاز می‌شد. ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر عمدتاً بر اساس آزمون پایلوت انتخاب شد؛ در این آزمون، شرکت‌کنندگان این ارتفاع را به‌خوبی تحمل کردند، درحالی‌که ارتفاع‌های بیشتر با درد هنگام فرود، مکانیک محتاطانه فرود و دشواری در انجام پرش‌های بعدی همراه بود؛ بنابراین، از ارتفاع‌های بیشتر برای پرش عمقی اجتناب شد، زیرا موجب تغییر مکانیک فرود و نیروهای ضربه‌ای بیش‌ازحدی می‌شدند که در جمعیت مرود مطالعه ناراحتی ایجاد می‌کردند. کوشش پرش عمقی بر اساس همان معیارهای پرش ضد حرکت معتبر تلقی می‌شد: دست‌ها در تمام مدت روی کمر باقی بمانند، پیش از پرش مکث اضافی در خم‌شدن زانو رخ ندهد، شرکت‌کننده پس از فرود راه نرود یا قدم برندارد و حواس او پرت نشود. ترتیب کوشش‌های پرش ضد حرکت و پرش عمقی با استفاده از یک توالی تصادفی رایانه‌ای که در نرم‌افزار Excel ایجاد شده بود، تصادفی‌سازی شد. برای هر شرکت‌کننده یکی از دو ترتیب ممکن (پرش ضد حرکت و سپس پرش عمقی یا پرش عمقی و سپس پرش ضد حرکت) تعیین شد تا اثرات احتمالی ترتیب و خستگی به حداقل برسد. برای اطمینان از یکنواختی اجرا، به شرکت‌کنندگان دستور داده شد در تمام پرش‌ها دست‌های خود را روی لگن نگه دارند تا تاب‌دادن دست‌ها به حداقل برسد. تمام پرش‌ها با پای برهنه انجام شدند تا تغییرپذیری ناشی از کفش حذف شود و تماس مستقیم با سطح صفحه نیرو تضمین گردد. برای به حداقل رساندن خستگی، بین کوشش‌ها ۶۰ تا ۹۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته شد. همه پرش‌ها روی صفحه نیرو اجرا شدند و ابزارهای واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه به‌طور هم‌زمان داده‌ها را ثبت کردند. در صورت بروز هرگونه خطای فنی، مانند جابه‌جایی حسگر، یا هرگونه خطا در اجرای پرش، کوشش‌ها تکرار شدند.

ابزارها

صفحه نیرو

استاندارد مرجع برای اندازه‌گیری متغیرهای کینتیک، صفحه نیروی Kistler 9286BA (شرکت Kistler ، وینترتور، سوئیس) بود که در کف آزمایشگاه تعبیه شده و با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری می‌کرد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی برای استخراج متغیرهای عملکردی، شامل ارتفاع پرش، حداکثر نیروی کانسنتریک، حداکثر توان کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود استفاده شدند.

ابزارهای واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه

یک واحد اندازه‌گیری اینرسی پوشیدنی (شرکت BSNlab، رشت، ایران) با فرکانس نمونه‌برداری ۳۳۳ هرتز، با استفاده از یک کمربند غیرِالاستیک سفارشی در ناحیه کمر شرکت‌کننده نصب شد. برای به حداقل رساندن نوسان و حفظ تماس محکم با بدن، واحد اندازه‌گیری اینرسی داخل محفظه‌ای متناسب قرار گرفت که به پشت کمربند دوخته شده بود. این دستگاه شامل شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و مغناطیس‌سنج بود. ابزار دیگر یک تلفن همراه قدیمی فقط حاوی شتاب سنج ((LG Optimus Hub E510; LG Electronics, Seoul, South Korea; https://www.gsmarena.com/lg_optimus_hub_e510-4157.php)) بود. برخلاف واحد اندازه‌گیری اینرسی، تلفن همراه داده‌های ژیروسکوپ یا مغناطیس‌سنج را ارائه نمی‌کرد. تلفن همراه با فرکانس ۱۶۰ هرتز نمونه‌برداری کرد و داده‌های شتاب با استفاده از برنامه اندرویدی Accelerometer Meter، یک برنامه رایگان طراحی‌شده برای ثبت داده‌های شتاب‌سنج، ضبط شدند. ازآنجاکه تلفن همراه از واحد اندازه‌گیری اینرسی بزرگ‌تر بود، نصب آن در ناحیه کمر غیرعملی‌تر و احتمالاً برای شرکت‌کنندگان ناراحت‌کننده‌تر بود؛ بنابراین، تلفن همراه با استفاده از کمربندی جداگانه روی تروکانتر بزرگ ثابت شد. این محل به این دلیل انتخاب شد که امکان اتصال محکم تلفن را بدون ایجاد اختلال در روند اجرای پرش فراهم می‌کرد و نسبتاً به مرکز جرم بدن نزدیک بود؛ هرچند شتاب مرکز جرم بدن را به‌طور مستقیم اندازه‌گیری نمی‌کرد. در نتیجه، واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه در محل‌های آناتومیکی متفاوتی قرار گرفتند که بازتاب‌دهنده تفاوت‌های عملی در اندازه و نحوه اتصال دستگاه‌ها بود.

پردازش داده‌ها

پردازش سیگنال و تشخیص رویداد (فازهای حرکتی)

سیگنال‌های صفحه نیرو، واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه به‌طور مستقل پردازش شدند. سیگنال هر سامانه جداگانه تحلیل شد تا رویدادهای حرکتی موردنیاز برای محاسبه متغیرهای متناظر عملکرد پرش شناسایی شوند. برای هم‌زمانی بین دستگاه‌ها، هیچ مقایسه شکل موج نمونه‌به‌نمونه یا جابه‌جایی زمانی سیگنال‌ها انجام نشد. هدف تحلیل، ارزیابی روایی متغیرهای عملکردی حاصل از هر سامانه اندازه‌گیری در مقایسه با مرجع صفحه نیرو بود، نه بررسی دقت هم‌زمان‌سازی بین دستگاه‌ها. بر همین اساس، تأخیر زمانی باقی‌مانده بین دستگاه‌ها به‌عنوان پیامدی جداگانه ارزیابی نشد. در طول پردازش، آستانه ۱۰ نیوتن به‌عنوان معیار تشخیص رویداد به کار رفت. سیگنال‌های خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث ۲۰ هرتز پردازش شدند تا نویز فرکانس بالا و آرتیفکت‌های حرکتی کاهش یابند. شروع حرکت بر اساس سیگنال شبه‌نیروی مشتق‌شده، هنگامی‌که از معیار ۱۰ نیوتن عبور می‌کرد، شناسایی شد، نه بر اساس یک رویداد فیزیولوژیک که به‌طور جداگانه ثبت شده باشد. به همین ترتیب، لحظه جدا شدن از زمین زمانی شناسایی شد که سیگنال شبه‌نیرو به کمتر از آستانه می‌رسید. در صفحه نیرو، این رویدادها از نیروی عکس‌العمل زمین عمودی اندازه‌گیری‌شده شناسایی شدند؛ در واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه، رویدادها از سیگنال‌های شبه‌نیروی حاصل از حسگر مربوطه استخراج شدند. اگرچه مقدار آستانه یکسانی در همه سامانه‌ها اعمال شد، این امر حساسیت معادل در تشخیص رویداد را تضمین نمی‌کند. آستانه ۱۰ نیوتن در شرایطی که نیرو از دیتاهای شتاب یک فرد بزرگسال معمولی به دست می‌آید به‌اندازه‌ای است که به‌به انحراف خط پایه، نویز اندازه‌گیری، فیلترگذاری و تفاوت در فرکانس نمونه‌برداری بین صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز)، واحد اندازه‌گیری اینرسی (۳۳۳ هرتز) و تلفن همراه (۱۶۰ هرتز) حساسیت دارد؛ بنابراین، برآوردهای ارتفاع پرش باید با توجه به قاعده تشخیص رویداد استفاده‌شده تفسیر شوند و خطای مرتبط با آستانه می‌تواند یکی از عوامل محتمل اختلاف بین سامانه‌های اندازه‌گیری باشد. اعمال

آستانه مشترک نباید به‌عنوان شاهدی بر ویژگی‌های معادل نسبت سیگنال به نویز یا استحکام یکسان این آستانه در دستگاه‌های مختلف تفسیر شود.

استخراج نیرو

در صفحه نیرو، از دیتاهای سری زمانی نیروی عکس‌العمل زمین عمودی برای استخراج متغیرهای عملکردی استفاده شد. نرم‌افزار واحد اندازه‌گیری اینرسی شتاب خطی اصلاح‌شده براساس گرانش را ارائه کرد. بر این اساس، مؤلفه شتاب عمودی پردازش‌شده برای برآورد بعدی نیرو استفاده شد و در نتیجه، نیاز به تبدیل اضافی جهت‌گیری یا مرحله حذف گرانش در MATLAB برطرف گردید. سیگنال شتاب عمودی پیش از اعمال مراحل بعدی فیلترگذاری و برآورد نیرو، مطابق با قرارداد مختصاتی اتخاذشده بیان شد. این رویکرد به تحلیل اجازه داد به‌جای شتاب خام محور حسگر، از شتاب خطی عمودی پردازش‌شده توسط دستگاه استفاده کند. برآورد نیروی عمودی از ضرب سیگنال شتاب عمودی در جرم بدن شرکت‌کننده محاسبه شد. سیگنال حاصل با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه دوم و با اجرای فیلترگذاری رفت‌وبرگشتی، به‌منظور جلوگیری از اعوجاج فاز، هموار شد. سپس مؤلفه گرانشی اضافه شد تا برآوردی از کل نیروی عکس‌العمل زمین عمودی (GRF) به دست آید:

$$\hat{F}z(t) = LPF[m \cdot alin,z(t)] + mg$$

در این رابطه، $\hat{F}z(t)$ نشان‌دهنده GRF عمودی برآوردشده، m جرم بدن شرکت‌کننده، $alin,z(t)$ شتاب خطی عمودی اصلاح‌شده از نظر گرانش و g شتاب گرانشی (۹/۸۱ متر بر مجذور ثانیه) است. این فرمول از قانون دوم نیوتن پیروی می‌کند و فرض بر آن است که قرارداد مختصاتی با جهت مثبت رو به بالا به کار رفته و شتاب عمودی اندازه‌گیری‌شده، تقریب مناسبی از شتاب مرکز جرم کل بدن فراهم می‌کند. ازآنجاکه شتاب اندازه‌گیری‌شده توسط واحد اندازه‌گیری اینرسی نصب‌شده روی بدن، حرکت موضعی حسگر را نشان می‌دهد و اندازه‌گیری مستقیم شتاب مرکز جرم کل بدن نیست، مقادیر نیروی حاصل به‌عنوان برآوردهای مشتق‌شده از حسگر در نظر گرفته شدند، نه اندازه‌گیری مستقیم GRF.هدف این روش، ارزیابی دقت برآوردهای حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی با صفحه نیرو در شرایط ثبت و پردازش آزموده‌شده بود، نه فرض معادل بودن دو روش اندازه‌گیری. این رویکرد با پژوهش‌های پیشین درباره برآورد نیرو مبتنی بر واحد اندازه‌گیری اینرسی طی پرش عمودی همسو است؛ پژوهش‌هایی که رابطه بین شتاب مشتق‌شده از حسگر، جرم بدن، محل حسگر و اندازه‌گیری‌های صفحه نیرو را بررسی کرده‌اند (۲۱).

استخراج سرعت و مراحل پرش

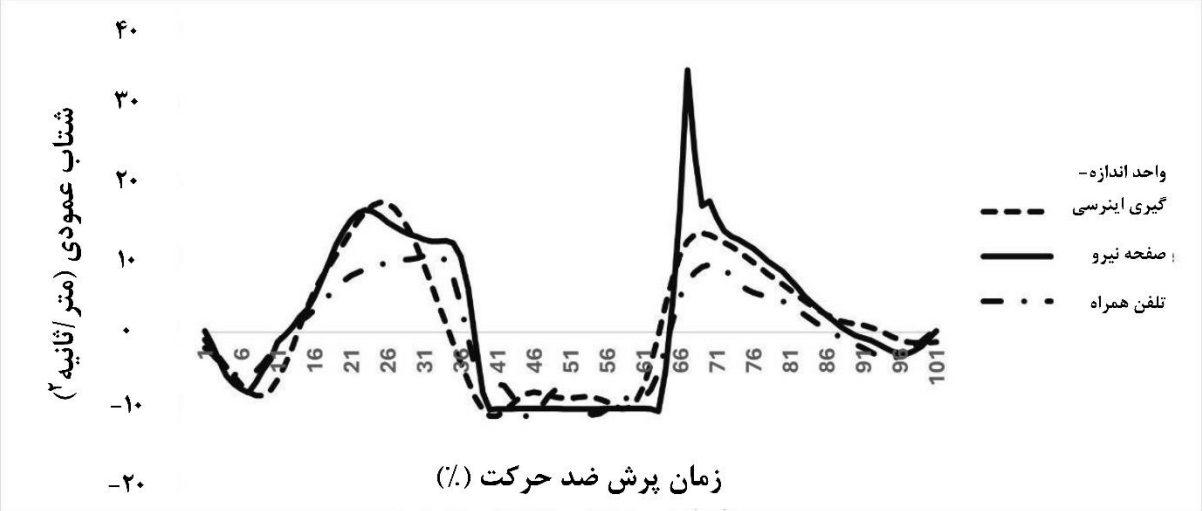
سرعت عمودی با انتگرال‌گیری عددی از قدر مطلق شتاب عمودی نسبت به زمان و با استفاده از روش ذوزنقه‌ای به دست آمد. برای پرش ضد حرکت سرعت اولیه در لحظه شروع حرکت صفر فرض شد. برای پرش عمقی سیگنال نیرو از یک نقطه زمانی انتخاب‌شده برش داده شد و پیش از انتگرال‌گیری، معکوس گردید. پس از انتگرال‌گیری، سرعت حاصل به ترتیب زمانی اولیه بازگردانده شد. برای حفظ یکنواختی بین پردازش، همین روش کلی انتگرال‌گیری برای سیگنال‌های واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه نیز اعمال شد. انتگرال‌گیری معکوس زمانی به‌عنوان جایگزینی برای انتگرال‌گیری رو به جلو در پرش عمقی انتخاب شد؛ زیرا سرعت اولیه در نقطه انتخاب‌شده برای انتگرال‌گیری معلوم فرض نمی‌شد. این رویکرد بر یک شرط انتهایی تکیه دارد و امکان بازگرداندن پروفایل سرعت محاسبه‌شده به ترتیب زمانی اولیه را فراهم می‌کند. انتگرال‌گیری معکوس زمانی در پژوهش‌های منتشرشده پیشین در زمینه بیومکانیک پرش به کار رفته است (۲۲). بااین‌حال، معیار مشخص مورد استفاده برای انتخاب نقطه زمانی انتگرال‌گیری و شرط سرعت انتهایی، برای بازتولیدپذیری اهمیت دارند. سپس از منحنی‌های نیرو و سرعت برای شناسایی مراحل اکسنتریک و

کانسنتریک هر پرش استفاده شد. مرحله اکسنتریک به‌صورت فاصله زمانی از نقطه‌ای که سیگنال شبه‌نیرو از ۱۰ نیوتن فراتر می‌رفت تا زمانی که سرعت عمودی به صفر می‌رسید، تعریف شد. مرحله کانسنتریک از پایان مرحله اکسنتریک تا لحظه جدا شدن از زمین ادامه داشت؛ لحظه‌ای که با افت سیگنال شبه‌نیرو به کمتر از ۱۰ نیوتن مشخص می‌شد. این تعاریف برای سیگنال‌های سامانه‌های اندازه‌گیری مربوطه اعمال شدند. شاخص‌های عملکردی زیر استخراج شدند (۹، ۲۳–۲۷). یک منحنی نیروی عکس‌العمل عمودی زمین از یک آزمودنی که به‌طور هم‌زمان توسط صفحه نیرو، واحد اندازه‌گیری اینرسی و گوشی هوشمند ثبت شده است، در شکل ۱ نشان داده شده است.

متغیرهای استخراج‌شده از مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل زمین شامل ارتفاع پرش، حداکثر نیروی کانسنتریک، حداکثر توان کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود بودند. ارتفاع پرش با استفاده از روش زمان پرواز و بر اساس فاصلهٔ زمانی بین لحظهٔ جدا شدن پا از زمین تا تماس مجدد با زمین محاسبه شد. حداکثر نیروی کانسنتریک به‌عنوان بیشترین مقدار مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحلهٔ کانسنتریک تعریف شد. حداکثر توان کانسنتریک نیز از بیشترین مقدار حاصل‌ضرب نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در سرعت عمودی مرکز جرم بدن طی مرحلهٔ کانسنتریک به دست آمد. در نهایت، حداکثر نیروی فرود به‌عنوان بیشترین مقدار مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در مرحلهٔ فرود تعیین شد که شاخصی از میزان بارگذاری ضربه‌ای هنگام تماس با زمین محسوب می‌شود.

تجزیه‌وتحلیل آماری

برای ارزیابی روایی هم‌زمان و میزان توافق اندازه‌گیری‌های حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی و گوشی هوشمند در مقایسه با صفحه نیرو به‌عنوان ابزار مرجع، از چندین روش آماری مکمل استفاده شد. ابتدا، توافق مطلق و سوگیری سیستماتیک با استفاده از تحلیل بلاند–آلتمن بررسی شدند. برای هر متغیر، میانگین سوگیری، انحراف معیار اختلاف‌های زوجی و حدود توافق ۹۵ درصد محاسبه شدند. به‌منظور بررسی معناداری تفاوت میانگین اختلاف‌ها با صفر، از آزمون تی تک‌نمونه‌ای استفاده شد. همچنین، سوگیری تناسبی



شکل ۱. شتاب عمودی استخراج‌شده از دستگاه صفحه نیرو (خط پیوسته)، منحنی شتاب حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی (خط‌چین) و منحنی شتاب حاصل از تلفن همراه (خط و خط‌چین).

با استفاده از رگرسیون خطی بررسی شد؛ به‌طوری‌که اختلاف اندازه‌گیری بین صفحه نیرو و هر یک از ابزارهای قابل‌حمل به‌عنوان متغیر وابسته و میانگین مقادیر اندازه‌گیری‌شده با دو ابزار به‌عنوان متغیر مستقل در نظر گرفته شد. شیب رگرسیونی معنادار ($p<۰/۰۵$) به‌عنوان شواهدی از وجود سوگیری تناسبی تفسیر شد. برای ارزیابی توافق و ارتباط بین اندازه‌گیری‌های ابزارها، از شاخص‌های آماری مکمل استفاده شد. ضریب همبستگی درون‌طبقه‌ای [ICC(2,1)] بر اساس مدل اثرات تصادفی دوطرفه، اندازه‌گیری منفرد و توافق مطلق محاسبه شد. ضریب همبستگی پیرسون (r) برای بررسی شدت رابطه خطی بین مقادیر ثبت‌شده با هر یک از ابزارهای قابل‌حمل و صفحه نیرو به کار رفت. علاوه بر این، خطای استاندارد برآورد (SEE) برای تعیین میزان پراکندگی مقادیر مشاهده‌شده حول خط رگرسیون محاسبه شد. تفسیر شاخص‌های توافق بر اساس توصیه‌های روش‌شناختی موجود انجام شد (۲۸، ۲۹). مقادیر ICCبرابر یا بیشتر از ۷۵/۰ نشان‌دهنده توافق نسبتاً مطلوب در نظر گرفته شدند؛ بااین‌حال، تفسیر این مقادیر با توجه به فاصله اطمینان ۹۵ درصد آن‌ها صورت گرفت. همچنین، پهنای حدود توافق بلاند–آلتمن با درنظرگرفتن مقیاس متغیرهای اندازه‌گیری‌شده و اهمیت کاربردی خطاها ارزیابی شد. میزان خطای نسبی اندازه‌گیری نیز برای بررسی قابلیت استفاده از ابزارهای قابل‌حمل در ارزیابی عملکرد پرش در سطح فردی مورد توجه قرار گرفت. سطح معناداری آماری در تمامی آزمون‌ها ۰۵/۰ در نظر گرفته شد و تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS Statistics انجام شدند.

یافته‌ها

آمار توصیفی و عملکرد تکلیف

بیست‌وچهار زن از نظر فیزیکی فعال، در این مطالعه شرکت کردند. آمار توصیفی مربوط به صفحه نیرو، واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه طی پرش ضد حرکت و پرش عمقی در جدول ۱ ارائه شده است. نکته قابل‌توجه این است که تعداد مشاهدات معتبر بسته به ابزار و پیامد متفاوت بود، زیرا برخی سیگنال‌ها را نمی‌شد با قابلیت اطمینان پردازش کرد. در هر دو تکلیف، واحد اندازه‌گیری اینرسی میانگین ارتفاع پرش بیشتری را نسبت به صفحه نیرو ارائه کرد، به‌ویژه طی پرش عمقی؛ درحالی‌که تلفن همراه برآوردهای پایین‌تری داشت. هر دو ابزار قابل‌حمل عموماً برآوردهای پایین‌تری از حداکثر نیروی کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود نسبت به صفحه نیرو ارائه دادند. واحد اندازه‌گیری اینرسی در هر دو تکلیف میانگین حداکثر توان کانسنتریک بالاتری تولید کرد؛ درحالی‌که

جدول ۱. آمار توصیفی، میانگین (انحراف معیار)، متغیرهای پرش ضد حرکت و پرش عمقی اندازه‌گیری‌شده با صفحه نیرو، واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه

متغیرها	صفحه نیرو	واحد اندازه‌گیری اینرسی	تلفن همراه
پرش ضد حرکت			
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	۱۷/۸۶ (۳/۳۴)	۱۹/۷۵ (۱۱/۰۱)	۶/۹۵ (۳/۱۴)
حداکثر نیروی کانستریک (نیوتن بر کیلوگرم)	۲۱/۷۸ (۲/۸۶)	۲۰/۰۶ (۲/۱۱)	۱۹/۰۱ (۱/۱۶)
حداکثر توان کانستریک (وات بر کیلوگرم)	۳۵/۲۰ (۴/۷۸)	۴۳/۹۴ (۷/۰۹)	۳۰/۱۳ (۹/۷۲)
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر کیلوگرم)	۳۲/۶۸ (۸/۵۳)	۲۶/۵۹ (۵/۵۶)	۱۸/۱۷ (۱/۲۰)
پرش عمقی			
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	۱۷/۸۰ (۳/۰۳)	۳۱/۷۵ (۸/۶۵)	۱۵/۳۳ (۳/۹۸)
حداکثر نیروی کانستریک (نیوتن بر کیلوگرم)	۲۵/۷۱ (۶/۷۴)	۲۴/۰۰ (۶/۴۲)	۱۹/۸۸ (۱/۰۴)
حداکثر توان کانستریک (وات بر کیلوگرم)	۳۲/۳۸ (۶/۷۸)	۴۱/۵۶ (۱۰/۰۵)	۳۴/۰۴ (۱۲/۸۲)
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر کیلوگرم)	۳۵/۵۲ (۹/۰۶)	۲۹/۸۳ (۹/۵۸)	۱۸/۰۵ (۱/۹۱)

برآورد تلفن همراه طی پرش ضد حرکت پایین‌تر و طی پرش عمقی اندکی بالاتر بود. ارتفاع پرش ضد حرکت حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی تغییرپذیری قابل‌توجهی نشان داد (انحراف معیار ۱۱/۰۱ سانتی‌متر، میانه ۱۶ سانتی‌متر، دامنه بین چارکی ۲۷–۱۳ سانتی‌متر و دامنه ۵۰–۶ سانتی‌متر). دو برآورد بالا، تقریباً ۳۹ و ۵۰ سانتی‌متر، در کنار برآوردهای صفحه نیرو به‌ترتیب حدود ۲۱ و ۲۴ سانتی‌متر مشاهده شدند. این اختلاف‌ها ممکن است بازتاب‌دهنده خطاهای تشخیص فازهای پرش باشند، هرچند علت آن‌ها به‌طور مستقل بررسی و تأیید نشد.

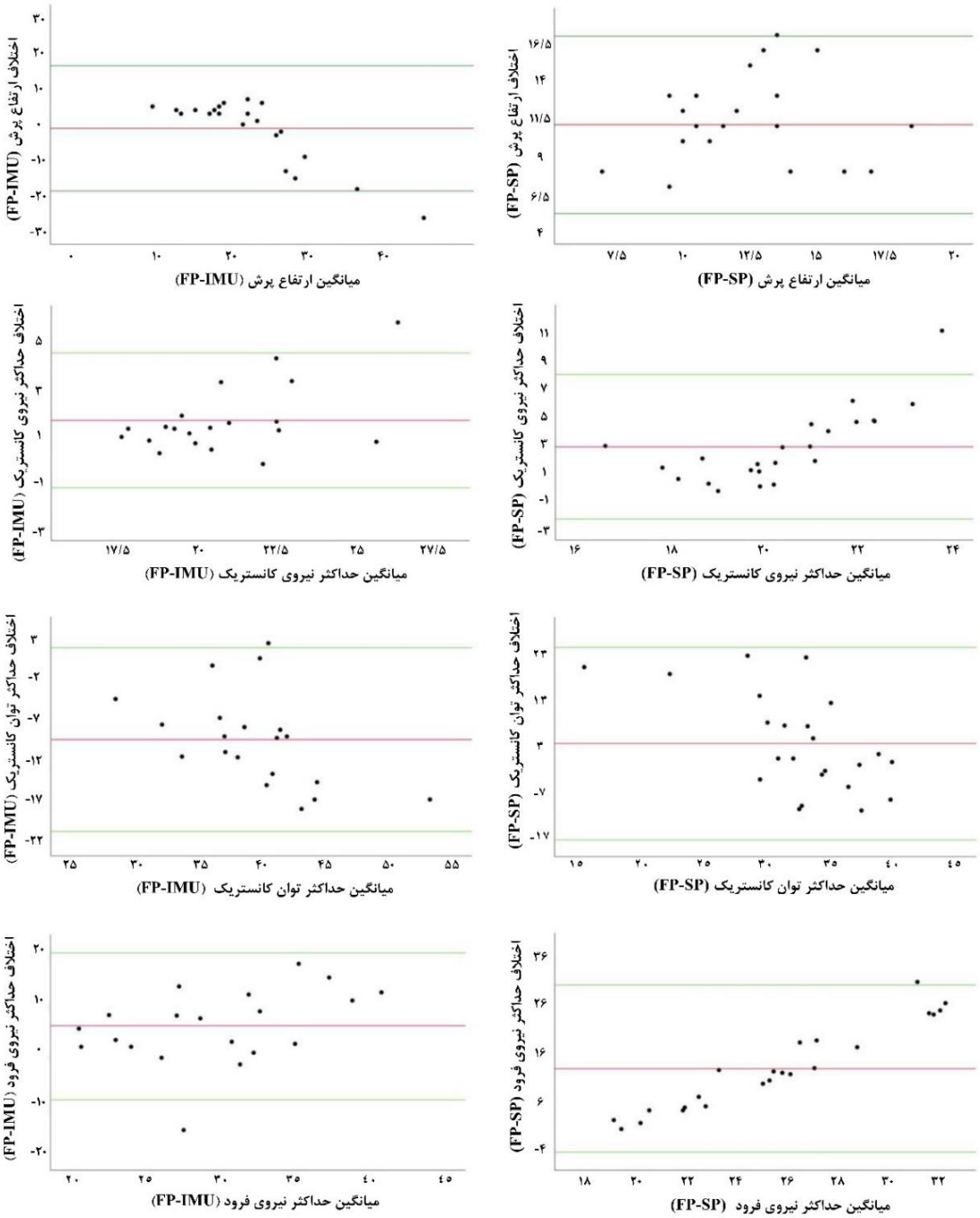
توافق و سوگیری سیستماتیک

تحلیل‌های بلاند–آلتمن، آزمون‌های میانگین سوگیری و تحلیل‌های رگرسیون در جدول ۲ و شکل‌های ۲ و ۳ خلاصه شده‌اند. سوگیری به‌صورت مقادیر دستگاه صفحه نیرو منهای مقدار ابزارهای قابل‌حمل محاسبه شد؛ بنابراین، مقادیر مثبت نشان‌دهنده کم‌برآوردی ابزار و مقادیر منفی نشان‌دهنده بیش‌برآوردی آن هستند. حدود توافق دامنه‌ای را توصیف می‌کند که انتظار می‌رود بیشتر اختلاف‌های زوجی، با فرض برقرار بودن پیش فرض‌های آماری، در آن قرار گیرند. ازآنجاکه نویز سیگنال یا مشکلات تشخیص فازهای پرش مانع محاسبه برخی اندازه‌گیری‌ها شد، حجم نمونه معتبر در مقایسه‌های مختلف متفاوت بود. جدول ۱ مشاهدات در دسترس برای هر ابزار و پیامدها را خلاصه می‌کند، درحالی‌که جدول ۲ فقط شامل شرکت‌کنندگانی است که اندازه‌گیری‌های زوجی معتبر داشتند؛ درنتیجه، میانگین‌های توصیفی ممکن است با میانگین سوگیری‌های زوجی برابر نباشند.

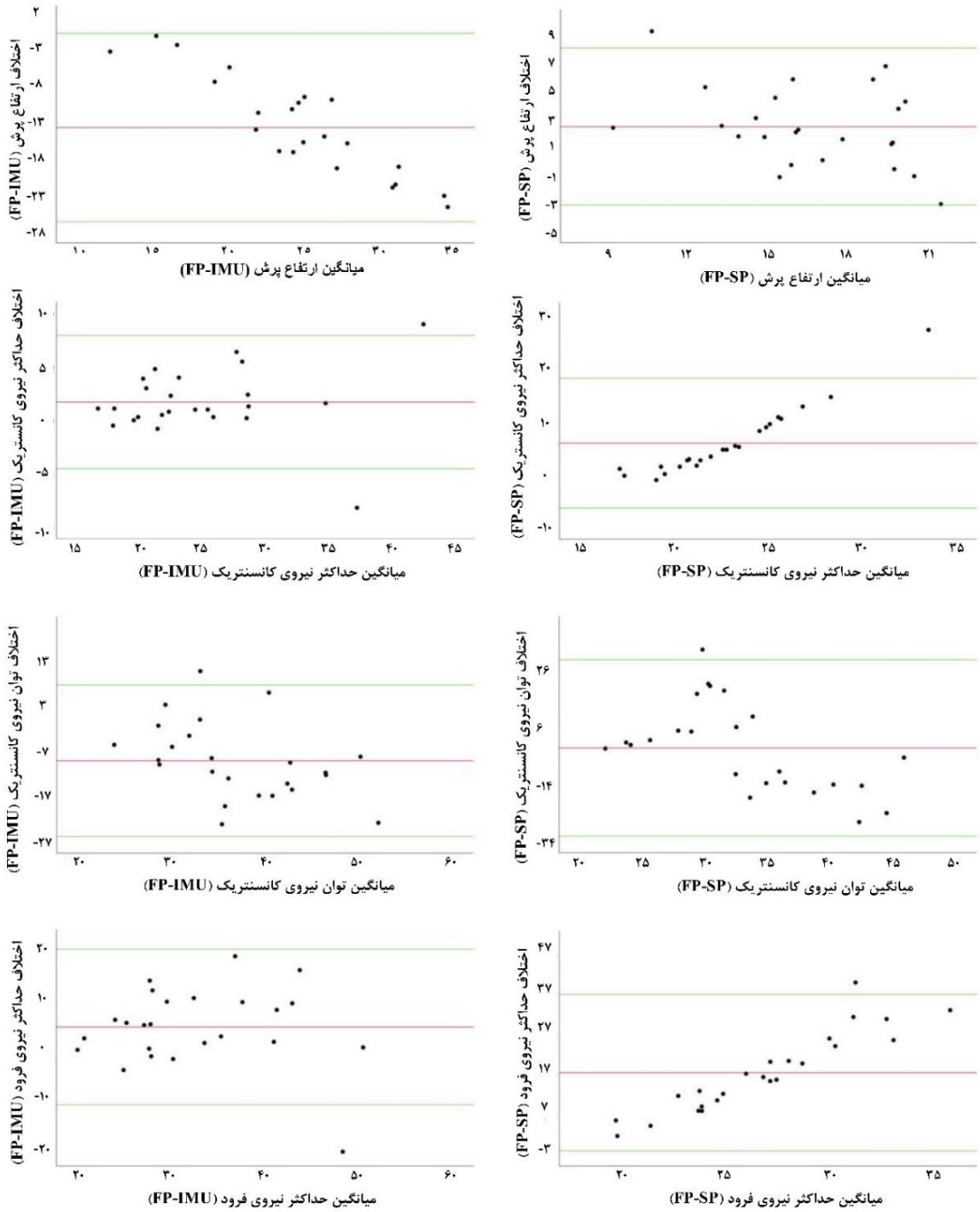
جدول ۲. تحلیل توافق بین دستگاه صفحه نیرو (الف) و ابزارهای قابل‌حمل، شامل واحد اندازه‌گیری اینرسی (ب) تلفن همراه (ج) برای متغیرهای پرش ضد حرکت و پرش عمقی، بر اساس نمودارهای بلاند–آلتمن، آزمون‌های تی تک‌نمونه‌ای و تحلیل رگرسیون

متغیرها	اختلاف دو ابزار	میانگین سوگیری	انحراف معیار اختلاف‌ها	حد پایین	حد بالا	آزمون تی (اندازه پی)	آزمون رگرسیون (اندازه پی– شیب)
پرش ضد حرکت							
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	الف–ب	−۱/۰۸۷	۸/۸۹۸	−۱۸/۵۲۰	۱۶/۳۵۰	۰/۵۶۴	<۰/۰۰۱* (−۱/۲۰۷)
	الف–ج	۱۱/۰۸۷	۲/۹۸۳	۵/۲۴۰	۱۶/۹۳۴	<۰/۰۰۱*	۰/۶۵۷ (۱/۱۰۲)
حداکثر نیروی کانستریک (نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ب	۱/۶۱۳	۱/۴۶۳	−۱/۲۵۴	۴/۴۸۰	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (۰/۳۱۷)
	الف–ج	۲/۷۶۹	۲/۶۱۳	−۲/۳۵۲	۷/۸۹۰	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (۱/۱۱۳)
حداکثر توان کانستریک (وات بر کیلوگرم)	الف–ب	−۸/۹۰۵	۵/۸۸۵	−۲۰/۴۳۹	۲/۶۳۰	<۰/۰۰۱*	۰/۰۳۱* (−۰/۵۴۹)
	الف–ج	۵/۰۶۹	۱۰/۶۹۱	−۱۵/۸۸۵	۲۶/۰۲۳	۰/۰۳۳*	۰/۰۰۲* (−۱/۱۸۸)
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ب	۶/۱۲۷	۷/۴۲۷	−۸/۴۲۹	۲۰/۶۴۸	۰/۰۰۲*	۰/۴۱۱ (۰/۵۱۳)
	الف–ج	۱۴/۵۰۹	۸/۷۹۰	−۲/۷۱۹	۳۱/۷۳۷	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (۲/۰۰)
پرش عمقی							
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	الف–ب	−۱۳/۹۴۸	۶/۵۳۲	−۲۶/۷۵۰	−۱/۱۴۵	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (−۰/۸۹۸)
	الف–ج	۲/۴۶۸	۲/۸۶۸	−۳/۱۵۳	۸/۰۸۹	<۰/۰۰۱*	۰/۰۸۴ (−۰/۳۶۰)
حداکثر نیروی کانستریک (نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ب	۱/۷۰۸	۳/۱۹۲	−۴/۵۴۸	۷/۹۶۴	۰/۰۱۵*	۰/۶۳۴ (۰/۱۰۲)
	الف–ج	۵/۸۲۹	۶/۲۳۰	−۶/۳۸۱	۱۸/۰۳۹	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (۰/۹۶۷)
حداکثر توان کانستریک (وات بر کیلوگرم)	الف–ب	−۹/۱۷۴	۸/۵۵۳	−۲۵/۹۳۷	۷/۵۸۹	<۰/۰۰۱*	۰/۰۳۵* (−۰/۴۳۳)
	الف–ج	−۱/۶۵۴	۱۵/۶۶۴	−۳۲/۳۵۵	۲۹/۰۴۷	۰/۶۱۰	۰/۰۰۴* (−۰/۵۷۱)
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ب	۵/۶۸۵	۸/۰۰۹	−۱۰/۰۱۲	۲۱/۳۸۲	۰/۰۰۲*	۰/۷۳۷ (−۰/۰۷۲)
	الف–ج	۱۷/۴۶۸	۱۰/۰۱۹	−۲/۱۶۹	۳۷/۱۰۵	<۰/۰۰۱*	<۰/۰۰۱* (۰/۹۲۸)

* بیانگر معنی داری کمتر از ۰/۰۵ است.



شکل ۲. نمودارهای بلاند–آلتمن برای مقایسه اندازه‌گیری‌های پرش ضد حرکت بین صفحه نیرو (FP)، واحد اندازه‌گیری اینرسی (IMU) و تلفن همراه (SP)



شکل ۳. نمودارهای بلاند–آلتمن برای مقایسه اندازه‌گیری‌های پرش عمقی بین صفحه نیرو (FP)، واحد اندازه‌گیری اینرسی (IMU) و تلفن همراه (SP)

پرش ضد حرکت

در مورد ارتفاع پرش، واحد اندازه‌گیری اینرسی میانگین سوگیری معناداری نشان نداد (p = ۰/۵۶۴)، اما حدود توافق گسترده بود (۱۸/۵۲- تا ۱۶/۳۵ سانتی‌متر) که نشان‌دهنده اختلاف قابل‌توجه در سطح فردی است. سوگیری تناسبی معناداری شناسایی شد

(p < ۰/۰۰۱، شیب = ۱/۲۰۷-) که نشان می‌دهد اختلاف دستگاه صفحه نیرو و واحد اندازه‌گیری اینرسی با بزرگی اندازه‌گیری تغییر می‌کرد. برآوردهای غیرمعمول بالای واحد اندازه‌گیری اینرسی که پیش‌تر ذکر شدند ممکن است در این تغییرپذیری نقش داشته باشند، اما این موضوع همان‌طور که پیش‌تر اشاره شد بررسی نشده است. تلفن همراه ارتفاع پرش ضد حرکت را کم‌برآورد کرد (سوگیری = ۱۱/۰۸۷ سانتی‌متر، p < ۰/۰۰۱، حدود توافق ۵/۲۴۰ تا ۱۶/۹۳۴ سانتی‌متر). در مقایسه مربوط به تلفن همراه، سوگیری تناسبی معناداری شناسایی نشد (p = ۰/۵۶۷)، اما این امر توافق قابل‌قبول در سطح فردی را اثبات نمی‌کند. هر دو دستگاه حداکثر نیروی کانسنتریک را کم‌برآورد کردند (سوگیری واحد اندازه‌گیری اینرسی = ۱/۶۱۳ نیوتن بر کیلوگرم، سوگیری تلفن همراه = ۲/۷۶۹ نیوتن بر کیلوگرم و مقدار پی هر دو ابزار p< ۰/۰۰۱). سوگیری تناسبی برای واحد اندازه‌گیری اینرسی (p = ۰/۰۱۹، شیب = ۰/۳۱۷) و تلفن همراه (p < ۰/۰۰۱، شیب = ۱/۱۱۳) شناسایی شد که نشان می‌دهد اختلاف دستگاه صفحه نیرو با ابزارها با بزرگی اندازه‌گیری‌ها تغییر می‌کند. شیب در مقایسه مربوط به تلفن همراه تندتر بود. در مورد حداکثر توان کانسنتریک، واحد اندازه‌گیری اینرسی مقادیر صفحه نیرو را بیش‌برآورد کرد (سوگیری = ۸/۹۰۵- وات بر کیلوگرم، p < ۰/۰۰۱، سوگیری تناسبی = ۰/۰۳۱ و شیب = ۰/۵۴۹-). تلفن همراه به‌طور میانگین توان را کم‌برآورد کرد (سوگیری = ۵/۰۶۹ وات بر کیلوگرم، p = ۰/۰۳۳) و همچنین سوگیری تناسبی داشت (p = ۰/۰۰۲، و شیب = ۱/۱۸۸-). شیب منفی نشان می‌دهد که با افزایش میانگین، اختلاف دستگاه صفحه نیرو و تلفن همراه منفی‌تر شد؛ بنابراین، کم‌برآوردی در سراسر دامنه اندازه‌گیری ثابت باقی نماند. هر دو دستگاه حداکثر نیروی فرود را کم‌برآورد کردند (سوگیری واحد اندازه‌گیری اینرسی = ۶/۱۲۷ نیوتن بر کیلوگرم، سوگیری تلفن همراه = ۱۴/۵۰۹ نیوتن بر کیلوگرم، و برای هر دو p ≤ ۰/۰۰۲). برای واحد اندازه‌گیری اینرسی سوگیری تناسبی معناداری شناسایی نشد (p = ۰/۴۱۱). مقایسه تلفن همراه شیب رگرسیون معناداری نشان داد (p < ۰/۰۰۱ و شیب = ۲/۰۰). تلفن همراه همچنین تغییرپذیری بسیار کمتری نسبت به اندازه‌گیری‌های صفحه نیرو برای متغیر نیروی فرود داشت. این دامنه محدود و حدود توافق گسترده، درباره توانایی تلفن همراه در بازنمایی تفاوت‌های فردی نگرانی ایجاد می‌کنند، اما ثابت نمی‌کنند که اشباع یا برش سیگنال حسگر علت آن بوده است.

پرش عمقی

در مورد ارتفاع پرش، واحد اندازه‌گیری اینرسی مقادیر صفحه نیرو را به میزان قابل‌توجهی بیش‌برآورد کرد (سوگیری = ۱۳/۹۴۸- سانتی‌متر، p < ۰/۰۰۱، حدود توافق = ۲۶/۷۵۰- تا ۱/۱۴۵- سانتی‌متر) و همچنین سوگیری تناسبی (p < ۰/۰۰۱ و شیب = ۰/۸۹۸-) داشت. تلفن همراه کم‌برآوردی کمتر اما از نظر آماری معناداری نشان داد (سوگیری = ۲/۴۶۸ سانتی‌متر، p < ۰/۰۰۱، حدود توافق = ۳/۱۵۳- تا ۸/۰۸۹ سانتی‌متر). شیب رگرسیون آن از نظر آماری معنادار نبود (p = ۰/۰۸۴)، اما حدود توافق نشان می‌دهد که اختلاف‌های فردی قابل‌اغماض نبودند. برای حداکثر نیروی کانسنتریک، واحد اندازه‌گیری اینرسی سوگیری میانگین نسبتاً کوچک اما معناداری نشان داد (۱/۷۰۸ نیوتن بر کیلوگرم، p = ۰/۰۱۵، حدود توافق = ۴/۵۴۸- تا ۷/۹۶۴ نیوتن بر کیلوگرم)، اما سوگیری تناسبی معنی‌دار نشد (p = ۰/۶۳۴). تلفن همراه سوگیری میانگین بزرگ‌تری نشان داد (۵/۸۲۹ نیوتن بر کیلوگرم، p < ۰/۰۰۱)، و همچنین سوگیری تناسبی معناداری شد (p < ۰/۰۰۱، و شیب = ۰/۹۶۷) که نشان می‌دهد اختلاف آن با صفحه نیرو با بزرگی اندازه‌گیری تغییر می‌کند. در مورد حداکثر توان کانسنتریک، واحد اندازه‌گیری اینرسی مقادیر صفحه نیرو را بیش‌برآورد کرد (سوگیری = ۹/۱۷۴- وات بر کیلوگرم، p < ۰/۰۰۱) و همچنین سوگیری تناسبی داشت (p = ۰/۰۳۵ شیب ۰/۴۳۳- (. تلفن همراه سوگیری میانگین معناداری نشان نداد (۱/۶۴۵- وات بر کیلوگرم و p = ۰/۶۱۰)، اما سوگیری تناسبی معناداری شناسایی شد (p = ۰/۰۰۴ شیب = ۰/۵۷۱-)؛ بنابراین، معنادار نبودن اختلاف میانگین به معنای توافق پایدار در سراسر دامنه اندازه‌گیری نبود. هر

دو دستگاه حداکثر نیروی فرود را کم‌برآورد کردند (سوگیری واحد اندازه‌گیری اینرسی = ۵/۶۸۵ نیوتن بر کیلوگرم، سوگیری تلفن همراه = ۱۷/۴۸۶ نیوتن بر کیلوگرم و هر دو $P \leq ۰/۰۰۲$). برای واحد اندازه‌گیری اینرسی سوگیری تناسبی معناداری شناسایی نشد ($p = ۰/۷۳۷$)، درحالی‌که تلفن همراه شیب معناداری نشان داد ($p < ۰/۰۰۱$ و شیب = ۰/۹۲۸). تلفن همراه همچنین تغییرپذیری محدود و حدود توافق گسترده‌ای نشان داد که بیانگر توافق محدود در برآورد نیروی فرود است. در مجموع، تحلیل‌های بلاند–آلتمن نشان دادند که سوگیری و توافق در سطح فردی به دستگاه، پیامد و تکلیف وابسته بودند. معنادار نبودن آزمون سوگیری متناسب، اثبات‌کننده نبود سوگیری تناسبی نیست و معنادار نبودن سوگیری میانگین نیز حدود توافق قابل‌قبول را اثبات نمی‌کند.

بررسی نمودارهای بلاند–آلتمن (شکل‌های ۲ و ۳) شواهد آماری مربوط به سوگیری وابسته به دستگاه و تکلیف را تقویت می‌کند. برای ارتفاع پرش، نمودارهای مرتبط با دستگاه صفحه نیرو و واحد اندازه‌گیری اینرسی در هر دو نوع پرش ضد حرکت و پرش عمقی روند نزولی مشخصی نشان می‌دهند که با سوگیری تناسبی معنادار سازگار است (شیب‌های ۱/۲۰۷– و ۰/۸۹۸– و $p < ۰/۰۰۱$). این الگو نشان می‌دهد که بیش‌برآورد واحد اندازه‌گیری اینرسی با افزایش ارتفاع پرش بیشتر می‌شود. در مقابل، نمودارهای مرتبط با دستگاه صفحه نیرو و تلفن همراه، نقاطی با پراکندگی فشرده در بالای خط صفر نشان می‌دهند که کم‌برآوردی سیستماتیک پایدار و بدون سوگیری تناسبی را به‌صورت دیداری تأیید می‌کند (میانگین سوگیری = ۱۱/۰۸۷ سانتی‌متر برای پرش ضد حرکت و ۲/۴۶۸ سانتی‌متر برای پرش عمقی). برای حداکثر نیروی کانسنتریک، نمودارهای دستگاه صفحه نیرو و تلفن همراه، در هر دو نوع پرش ضد حرکت و پرش عمقی شیب صعودی مشخصی نشان می‌دهند که با سوگیری تناسبی معنادار ($p < ۰/۰۰۱$) مطابقت دارد و بیانگر آن است که کم‌برآوردی تلفن همراه در خروجی‌های نیروی بالاتر آشکارتر می‌شود. نمودارهای مرتبط با دستگاه صفحه نیرو و واحد اندازه‌گیری اینرسی پراکندگی یکنواخت‌تری دارند، به‌ویژه در پرش عمقی که در آن سوگیری تناسبی شناسایی نشد ($p = ۰/۶۳۴$)، این موضوع بازتاب‌دهنده خطای نسبتاً پایدار واحد اندازه‌گیری اینرسی در بزرگی‌های مختلف نیرو است. برای حداکثر توان کانسنتریک، هر دو دستگاه در پرش ضد حرکت و پرش عمقی پراکندگی با شیب نزولی نشان می‌دهند. بیش‌برآورد واحد اندازه‌گیری اینرسی با افزایش مقادیر توان بیشتر می‌شود که با سوگیری تناسبی معنادار ($p < ۰/۰۵$) سازگار است. تلفن همراه روند نزولی مشابهی نشان می‌دهد که بازتاب‌دهنده کم‌برآوردی در پرش ضد حرکت و بیش‌برآوردی اندک در پرش عمقی است؛ بااین‌حال، در هر دو تکلیف، سوگیری تناسبی بیانگر کاهش دقت در خروجی‌های توان بالاتر است ($p < ۰/۰۵$). در نهایت، برای حداکثر نیروی فرود، نمودارهای دستگاه صفحه نیرو و واحد اندازه‌گیری اینرسی توزیعی نسبتاً پایدار پیرامون خط سوگیری میانگین نشان می‌دهند که نبود خطای متناسب را تأیید می‌کند. در مقابل، نمودارهای دستگاه صفحه نیرو و تلفن همراه، به‌ویژه در پرش عمقی، پراکندگی صعودی آشکاری نشان می‌دهند که سوگیری تناسبی معنادار را به‌صورت دیداری تقویت می‌کند (شیب = ۰/۹۲۸ و $p < ۰/۰۰۱$) و دقت محدود تلفن همراه را در بارهای ضربه‌ای بالاتر برجسته می‌سازد.

توافق نسبی و دقت

نتایج در جدول ۳ آورده شده است. برای ارتفاع پرش در پرش ضد حرکت، هر دو دستگاه با وجود همبستگی معنادار (۰/۵۷۳ و ۰/۶۱۲ = r) با صفحه نیرو مقادیر ICC پایینی داشتند. برای حداکثر نیروی کانسنتریک، ICC مربوط به واحد اندازه‌گیری اینرسی (۰/۶۹۲) و همبستگی آن (۰/۸۶۷ =r) بیشتر از تلفن همراه بود، اما ICC آن همچنان پایین‌تر از آستانه از پیش تعیین‌شده ۰/۷۵ باقی ماند. مقادیر ICC برای حداکثر توان کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود در پرش ضد حرکت نیز پایین بودند.

جدول ۳. ضرایب همبستگی درون‌طبقه‌ای ($ICC_{2,1}$)، همبستگی پیرسون (r)، خطای استاندارد برآورد (SEE) برای متغیرهای پرش در دستگاه صفحه نیرو (الف) و ابزارهای قابل‌حمل، شامل واحد اندازه‌گیری اینرسی (ب) تلفن همراه (ج)

متغیرها	ابزار	همبستگی درون طبقه‌ای	فاصله اطمینان ۹۵٪	خطای استاندارد برآورد	ضریب همبستگی پیرسون	اندازه پی
پرش ضد حرکت						
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	الف–ب	۰/۳۶۰	−۰/۰۶۰–۰/۶۶۹	۲/۷۱۱	۰/۶۱۲	۰/۲۰۰*
	الف–ج	۰/۰۸۳	−۰/۰۳۱–۰/۳۳۱	۲/۸۰۸	۰/۵۷۳	۰/۰۰۴*
حداکثر نیروی کانسنتریک	الف–ب	۰/۶۹۲	۰/۰۲۲–۰/۸۹۸	۱/۴۵۸	۰/۸۶۷	<۰/۰۰۱*
(نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ج	۰/۱۶۲	−۰/۱۰۹–۰/۴۷۱	۲/۶۷۴	۰/۴۱۱	۰/۰۵۱
حداکثر توان کانسنتریک (وات	الف–ب	۰/۲۴۶	−۰/۱۰۷–۰/۶۰۷	۳/۸۷۰	۰/۵۶۵	۰/۰۰۹*
بر کیلوگرم)	الف–ج	۰/۰۲۳	−۰/۳۰۳–۰/۳۸۶	۴/۸۹۵	۰/۰۳۴	۰/۸۷۸
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر	الف–ب	۰/۳۲۴	−۰/۰۷۴–۰/۶۵۳	۷/۴۳۰	۰/۴۷۳	۰/۰۳۵*
کیلوگرم)	الف–ج	≈۰	−۰/۰۹۴–۰/۱۴۴	۸/۶۴۹	−۰/۱۴۳	۰/۵۱۵
پرش عمقی						
ارتفاع پرش (سانتی‌متر)	الف–ب	۰/۱۵۰	−۰/۰۷۳–۰/۴۶۹	۱/۸۹۸	۰/۷۹۰	<۰/۰۰۱*
	الف–ج	۰/۵۴۷	۰/۰۴۶–۰/۸۰۲	۲/۲۲۲	۰/۶۹۷	<۰/۰۰۱*
حداکثر نیروی کانسنتریک	الف–ب	۰/۸۵۸	۰/۶۵۱–۰/۹۴۰	۰/۳۲۳	۰/۸۸۳	<۰/۰۰۱*
(نیوتن بر کیلوگرم)	الف–ج	۰/۰۹۸	−۰/۱۳۲–۰/۳۸۶	۰/۵۷۷	۰/۵۴۵	۰/۰۰۶*
حداکثر توان کانسنتریک (وات	الف–ب	۰/۳۲۴	−۰/۰۹۱–۰/۶۵۲	۵/۸۲۹	۰/۵۴۲	۰/۰۰۶*
بر کیلوگرم)	الف–ج	≈۰	−۰/۵۵۴–۰/۲۵۳	۶/۷۹۶	−۰/۲۰۰	۰/۳۴۸
حداکثر نیروی فرود (نیوتن بر	الف–ب	۰/۵۴۰	۰/۱۰۹–۰/۷۸۵	۰/۷۱۷	۰/۶۳۲	۰/۰۰۱*
کیلوگرم)	الف–ج	≈۰	−۰/۱۲۱–۰/۱۲۷	۰/۸۴۱	−۰/۴۱۸	۰/۰۴۲*

* بیانگر معنی داری کمتر از ۰/۰۵ است.

این نتایج نشان می‌دهند که همبستگی که ارتباط را توصیف می‌کند، لزوماً به معنای توافق نیست. طی پرش عمقی، واحد اندازه‌گیری اینرسی بالاترین ICC خود را برای حداکثر نیروی کانسنتریک نشان داد (ICC = ۰/۸۵۸، فاصله اطمینان ۹۵٪ از ۰/۶۵۱ تا ۰/۹۴۰) که با همبستگی قوی (r = ۰/۸۸۳) و خطای استاندارد برآورد برابر با ۰/۳۲۳ نیوتن بر کیلوگرم همراه بود. این تنها ترکیب دستگاه–پیامد با ICC بالاتر از آستانه از پیش تعیین‌شده بود. بااین‌حال، فاصله اطمینان گسترده بود و حدود توافق از ۴/۵۴۸- تا ۷/۹۶۴ نیوتن بر کیلوگرم متغیر بود؛ بنابراین، این نتیجه به‌تنهایی قابلیت جایگزینی با صفحه نیرو را اثبات نمی‌کند. در پرش عمقی، مقدار ICC مربوط به واحد اندازه‌گیری اینرسی برای حداکثر نیروی فرود ۰/۵۴۰ بود، درحالی‌که ICC آن برای ارتفاع پرش، با وجود همبستگی قوی (r = ۰/۷۹۰) پایین بود (ICC = ۰/۱۵۰). مقدار ICC برای حداکثر توان کانسنتریک نیز پایین بود. تلفن همراه ICC بالاتری برای ارتفاع پرش عمقی (۰/۵۴۷) نسبت به سایر پیامدها داشت، اما سوگیری میانگین معنادار و حدود توافق آن از قابلیت جایگزینی حمایت نمی‌کنند. مقادیر ICC تلفن همراه برای سایر متغیرها پایین بودند؛ به‌ویژه، همبستگی تلفن همراه برای نیروی فرود پرش عمقی منفی بود که نشان‌دهنده ارتباط معکوس، نه توافق معنادار، است (r = −۰/۴۱۸، p = ۰/۰۴۲). در مجموع، توافق به پیامد و تکلیف وابسته بود. مطلوب‌ترین نتیجه واحد اندازه‌گیری اینرسی مربوط به حداکثر نیروی کانسنتریک طی پرش عمقی بود، درحالی‌که هیچ‌یک از دستگاه‌ها در تمام متغیرها توافق بالا و پایداری نشان ندادند. تلفن همراه به‌ویژه برای پیامدهای جنبشی توافق محدودی نشان داد. این یافته‌ها به دستگاه‌ها، محل‌های نصب و روش‌های پردازش آزموده‌شده محدود هستند و نباید به همه واحد اندازه‌گیری اینرسی‌ها یا تلفن‌های هوشمند تعمیم داده شوند.

بحث

این مطالعه روایی هم‌زمان یک واحد اندازه‌گیری اینرسی نصب‌شده در ناحیه کمر و شتاب‌سنج تلفن همراه نصب‌شده روی تروکانتر بزرگ را در مقایسه با صفحه نیرو طی پرش ضد حرکت و پرش عمقی از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر ارزیابی کرد. توافق بسته به دستگاه، پیامد و تکلیف متفاوت بود و هیچ‌یک از ابزارهای قابل‌حمل در تمام متغیرها توافق بالا و پایداری نشان ندادند. مطلوب‌ترین نتیجه واحد اندازه‌گیری اینرسی مربوط به حداکثر نیروی کانسنتریک طی پرش عمقی بود؛ بااین‌حال، ارتفاع پرش، حداکثر توان کانسنتریک و حداکثر نیروی فرود عموماً اختلاف‌های معناداری با اندازه‌گیری‌های صفحه نیرو نشان دادند. این یافته‌ها نشان می‌دهند که روایی باید برای هر پیامد و تکلیف به‌طور جداگانه ارزیابی شود، نه اینکه از توانایی کلی دستگاه در ثبت حرکت استنباط گردد.

ارتفاع پرش حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی، به‌ویژه طی پرش عمقی، اختلاف قابل‌توجهی با صفحه نیرو نشان داد. طی پرش ضد حرکت، سوگیری میانگین کم و غیرمعنادار بود، اما حدود توافق گسترده نشان داد که برآوردهای فردی می‌توانند تفاوت قابل‌توجهی با مرجع داشته باشند. خطاهای مثبت و منفی ممکن است یکدیگر را خنثی کنند؛ بنابراین، سوگیری میانگین کوچک لزوماً نشان‌دهنده توافق خوب نیست (۲۸، ۳۰). سوگیری تناسبی معنادار نیز نشان داد که اختلاف دستگاه صفحه نیرو و واحد اندازه‌گیری اینرسی با بزرگی اندازه‌گیری تغییر می‌کرد. برآوردهای غیرمعمول بالای پرش ضد حرکت نیز ممکن است در تغییرپذیری نقش داشته باشند، اما این موضوع از طریق تحلیل حساسیت بررسی نشد و علت آن نامشخص است. بیش‌برآورد زیاد ارتفاع پرش عمقی توسط واحد اندازه‌گیری اینرسی نشان می‌دهد که روش پردازش ارزیابی‌شده، ارتفاع را در تکالیف مختلف به‌طور یکنواخت برآورد نکرده است. یک توضیح احتمالی، خطا در شناسایی فازهای و رویدادهای حرکتی است: برخلاف پرش ضد حرکت، در پرش عمقی یک فاز هوایی اولیه وجود دارد که طی آن شرکت‌کننده هنگام پایین آمدن از جعبه، پیش از فرود و اجرای پرش واکنشی، در هوا قرار می‌گیرد. اگر این مرحله اولیه از پرش بعدی تفکیک نشود، زمان پرواز برآوردشده ممکن است طولانی‌تر شود. بااین‌حال، رویدادهای شناسایی‌شده توسط واحد اندازه‌گیری اینرسی به‌طور مستقل با رویدادهای تعریف‌شده توسط صفحه نیرو مقایسه نشدند؛ بنابراین، این توضیح همچنان فرضی است. حرکت بافت نرم یا نوسان کمربند نیز می‌تواند بر سیگنال شتاب تأثیر بگذارد (۱۲، ۳۱، ۳۲)، اما این عوامل اندازه‌گیری نشدند. مطالعات پیشین با استفاده از محل‌های متفاوت حسگر و روش‌های پردازش مختلف، روایی مطلوبی را برای برآورد ارتفاع پرش ضد حرکت مبتنی بر واحد اندازه‌گیری اینرسی گزارش کرده‌اند. مارکوویچ و همکاران توافق عالی را با استفاده از واحد اندازه‌گیری اینرسی قرارگرفته روی ناحیه متاتارس گزارش کردند (۳۱)، درحالی‌که چلیزر و همکاران محل قرارگیری حسگر و الگوریتم تشخیص رویداد متفاوتی را ارزیابی کردند (۳۲). چنین یافته‌هایی نشان می‌دهند که دستیابی به عملکرد خوب با محل‌های نصب خاص امکان‌پذیر است، اما دقت معادلی را برای واحد اندازه‌گیری اینرسی نصب‌شده در ناحیه کمر یا طی پرش عمقی اثبات نمی‌کند؛ بنابراین، به‌طور کلی یافته‌های حاضر به محل قرارگیری خاص هر ابزار و روش پردازش مشخصی مربوط هستند که آزموده شدند، نه به فناوری واحد اندازه‌گیری اینرسی.

تلفن همراه نیز توافق محدودی برای ارتفاع پرش نشان داد. طی پرش ضد حرکت، مقادیر صفحه نیرو را به‌طور قابل‌توجهی کم‌برآورد کرد و حدود توافق آن نشان‌دهنده خطای فردی غیرقابل‌چشم‌پوشی بود. طی پرش عمقی، اختلاف میانگین کمتر بود، اما همچنان از نظر آماری معنادار باقی ماند. نبود سوگیری تناسبی معنادار در مقایسه پرش عمقی، دقت کافی در سطح فردی را اثبات نمی‌کند. این نتایج باید از مطالعاتی که از برنامه‌های تلفن همراه مبتنی بر ویدئو، مانند مای جامپ، استفاده کرده‌اند و ارتفاع را از زمان پرواز استخراج‌شده از ویدئو برآورد می‌کنند، متمایز شوند (۸، ۳۳). ازآنجاکه اصول اندازه‌گیری و روش‌های تشخیص رویداد متفاوت‌اند،

یافته‌های مربوط به برنامه‌های مبتنی بر ویدئو را نمی‌توان مستقیماً به برآوردهای مبتنی بر شتاب‌سنج تعمیم داد. روایی به شیوه اندازه‌گیری، قرارگیری حسگر، روش تشخیص رویداد و پردازش بستگی دارد. حداکثر نیروی کانسنتریک بهترین پیامد برای واحد اندازه‌گیری اینرسی به‌ویژه طی پرش عمقی بود. مقدار ICC آن از آستانه از پیش تعیین‌شده فراتر رفت (۰/۸۵۸) و همبستگی آن با صفحه نیرو قوی بود. بااین‌حال، فاصله اطمینان ICC نسبتاً گسترده بود و حدود توافق نیز از ۴/۵۴۸- تا ۷/۹۶۴ نیوتن بر کیلوگرم متغیر بود. قابل‌قبول بودن این خطا به کاربرد موردنظر و بزرگی تغییر یا تفاوتی بستگی دارد که باید شناسایی شود. همچنین باید توجه داشت که این نتیجه از مطالعات بیشتر درباره حداکثر نیروی کانسنتریک حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی طی پرش عمقی حمایت می‌کند، اما قابلیت جایگزینی برای ارزیابی فردی را اثبات نمی‌کند. توافق برای حداکثر نیروی کانسنتریک پرش ضد حرکت حاصل از واحد اندازه‌گیری اینرسی کمتر بود و مقادیرICC تلفن همراه برای حداکثر نیروی کانسنتریک در هر دو تکلیف پایین بودند. پژوهش‌های پیشین نیز نشان داده‌اند که دقت برآورد نیرو مبتنی بر واحد اندازه‌گیری اینرسی می‌تواند با محل حسگر و روش مورد استفاده برای برآورد نیروی عکس‌العمل زمین تغییر کند (۱۴، ۳۴). اصول اندازه‌گیری سامانه‌ها نیز اهمیت دارند. صفحه نیرو نیروی عکس‌العمل خارجی زمین را مستقیماً اندازه‌گیری می‌کند، درحالی‌که ابزارهای قابل‌حمل نیروی خالص را از شتاب موضعی حسگر و جرم بدن برآورد می‌کنند. شتاب یک قطعه موضعی بدن، بنا به تعریف، معادل شتاب مرکز جرم کل بدن یا نیروی عکس‌العمل خارجی نیست؛ این برآورد به چارچوب مرجع، جبران گرانش، موقعیت حسگر و روش پردازش وابسته است (۱۲، ۱۴)؛ بنابراین، اختلاف‌ها ممکن است هم بازتاب‌دهنده اصول اندازه‌گیری و هم رویه‌های مورد استفاده برای استخراج هر پیامد باشند. ازآنجاکه نوع دستگاه، محل نصب و فرکانس نمونه‌برداری به‌طور هم‌زمان متفاوت بودند، نمی‌توان نتیجه مطلوب‌تر واحد اندازه‌گیری اینرسی را به یک عامل منفرد نسبت داد و به مطالعاتی نیاز است که این عوامل را به‌طور مستقل کنترل کنند. هیچ‌یک از ابزارهای قابل‌حمل توافق بالا و پایداری برای حداکثر توان کانسنتریک نشان ندادند. برآورد توان به هر دو برآورد نیرو و سرعت وابسته است؛ بنابراین، خطا در هر یک از این مؤلفه‌ها می‌تواند بر مقدار نهایی تأثیر بگذارد. سرعت از طریق انتگرال‌گیری از شتاب به دست آمد که می‌تواند به انحراف خط پایه، نویز، انتخاب رویداد و خطای تجمعی انتگرال‌گیری حساس باشد (۱۲، ۱۴). بااین‌حال، نتایج حاضر اثبات نمی‌کنند که خطای انتگرال‌گیری موجب اختلاف‌ها شده است: سرعت باقی‌مانده و خطای انتگرال‌گیری در پایان آزمون ارزیابی نشدند و سرعت مشتق‌شده از دستگاه با یک مرجع مستقل مقایسه نشد؛ بنابراین، سهم نسبی برآورد نیرو، برآورد سرعت، بخش‌بندی مراحل و انتگرال‌گیری همچنان نامشخص است. مطالعات آینده باید برآوردهای سرعت را مستقیماً اعتبارسنجی کنند و بررسی کنند که روش‌های انتگرال‌گیری و تعاریف رویداد چگونه بر محاسبات توان اثر می‌گذارند.

هر دو ابزار قابل‌حمل حداکثر نیروی فرود را کم‌برآورد کردند و میانگین کم‌برآوردی تلفن همراه بیشتر بود. واحد اندازه‌گیری اینرسی در هیچ‌یک از دو تکلیف شواهد معناداری از سوگیری تناسبی نشان نداد، اما حدود توافق گسترده آن بیانگر خطای قابل‌توجه در سطح فردی بود. برآوردهای تلفن همراه در مقایسه با صفحه نیرو تغییرپذیری محدودی داشتند و در هر دو تکلیف شیب‌های رگرسیون معناداری نشان دادند. این الگو درباره توانایی تلفن همراه در بازنمایی دامنه مقادیر نیروی فرود نگرانی ایجاد می‌کند، اما اشباع یا برش سیگنال حسگر را اثبات نمی‌کند؛ برای بررسی این توضیحات، باید دامنه عملکرد حسگر و سیگنال‌های خام بررسی شوند. پردازش سیگنال نیز ممکن است بر برآوردهای نیروی فرود تأثیر گذاشته باشد. فیلتر پایین‌گذر ۲۰ هرتز، بسته به ویژگی‌های سیگنال و نحوه اجرای فیلتر، ممکن است قله‌های تیز را تضعیف کرده باشد. بااین‌حال، فرکانس‌های قطع جایگزین آزموده نشدند و سیگنال‌های صفحه نیرو مجدداً پردازش نشدند؛ بنابراین، سهم فیلترگذاری در اختلاف‌های مشاهده‌شده همچنان نامشخص است.

این محدودیت به روش پردازش ارزیابی‌شده مربوط می‌شود و نباید به‌طور خودکار به سخت‌افزار حسگر نسبت داده شود. پژوهش‌های آینده باید روش‌های پردازش را در شرایط کنترل‌شده مقایسه کنند و پیش از نسبت دادن اختلاف‌ها به ویژگی‌های دستگاه، سیگنال‌های خام را بررسی کنند. از طرفی باید به این نکته توجه داشت که بعید است فرکانس نمونه‌برداری به‌تنهایی اختلاف‌های مشاهده‌شده را توضیح دهد. نرخ نمونه‌برداری تلفن همراه بسیار کوتاه‌تر از اختلاف زمان پرواز مشاهده‌شده برای واحد اندازه‌گیری اینرسی طی پرش عمقی بود؛ بنابراین، فرکانس نمونه‌برداری به‌تنهایی بزرگی این اختلاف را به‌طور کافی توضیح نمی‌دهد. نرخ‌های نمونه‌برداری همچنین برای بازنمایی دامنه فرکانسی حفظ‌شده توسط فیلتر پایین‌گذر ۲۰ هرتز کافی بودند. این مشاهدات همه اثرات مرتبط با نمونه‌برداری را رد نمی‌کنند، اما از طرفی مطالعه حاضر نیز نمی‌تواند اثبات کند که فرکانس نمونه‌برداری موجب خطاها شده است. ازآنجاکه نوع دستگاه، قرارگیری حسگر، فرکانس نمونه‌برداری و روش‌های پردازش به‌طور مستقل کنترل نشدند، مقایسه‌های علّی بین واحد اندازه‌گیری اینرسی و تلفن همراه امکان‌پذیر نیستند. پیامدهای کاربردی باید با احتیاط تفسیر شوند. توافق نسبتاً مطلوب واحد اندازه‌گیری اینرسی برای حداکثر نیروی کانسنتریک طی پرش عمقی نیازمند بررسی بیشتر است، اما این مطالعه توافق را و نه پایایی آزمون–بازآزمون یا پاسخ‌دهی را ارزیابی کرد، میانگین‌گیری از کوشش‌های تکراری اثبات نمی‌کند که دستگاه می‌تواند عملکرد فرد را در جلسات مختلف به‌طور پایدار اندازه‌گیری کند یا تغییرات طی تمرین یا توان‌بخشی را تشخیص دهد؛ بنابراین، یافته‌ها از توصیه به پایش طولی یا پیگیری پیشرفت فردی حمایت نمی‌کنند. چنین کاربردهایی مستلزم ارزیابی اختصاصی تکرارپذیری، خطای اندازه‌گیری و پاسخ‌دهی هستند و آستانه‌های خطای قابل‌قبول باید از پیش تعریف شوند.

هنگام تفسیر این یافته‌ها باید چندین محدودیت در نظر گرفته شوند. نخست، نمونه شامل ۲۴ زن جوان دارای فعالیت بدنی بود که تعمیم‌پذیری یافته‌ها به جمعیت‌های دیگر را محدود می‌کند. اگرچه ارزیابی تکمیلی دقت، برای برآورد ICC انجام شد، اما محاسبه حجم نمونه برای تعیین دقت موردنیاز همه برآوردهای توافق، به‌ویژه حدود توافق بلاند–آلتمن، انجام نشد. افزون بر این، این ارزیابی به ICC فرض‌شده و عرض فاصله اطمینان هدف وابسته بود. مطالعات آینده باید نمونه‌های بزرگ‌تر و متنوع‌تری جذب کنند و حجم نمونه را بر اساس پیامدهای از پیش تعیین‌شده و سطوح دقت مطلوب تعیین نمایند دوم، نوع دستگاه، قرارگیری حسگر، فرکانس نمونه‌برداری و محل آناتومیکی نصب با یکدیگر متفاوت بودند. واحد اندازه‌گیری اینرسی چندحسگری نصب‌شده در ناحیه کمر با فرکانس ۳۳۳ هرتز نمونه‌برداری می‌کرد، درحالی‌که تلفن همراه قدیمی نصب‌شده روی تروکانتر بزرگ با فرکانس ۱۶۰ هرتز نمونه‌برداری می‌کرد و فقط داده‌های مرتبط با یک حسگر شتاب سنج، بدون داده‌های هم‌زمان ژیروسکوپ یا مغناطیس‌سنج، ارائه می‌داد. تلفن همراه به‌عنوان یک مقایسه‌گر ساده و کم‌هزینه انتخاب شد، نه به‌عنوان نماینده تلفن‌های هوشمند امروزی. تفاوت محل نصب نیز ممکن است تغییرپذیری مرتبط با حرکت چرخشی و آرتیفکت بافت نرم را ایجاد کرده باشد. درنتیجه، سهم مستقل این عوامل در اختلاف‌های اندازه‌گیری مشاهده‌شده قابل تعیین نبود. مطالعات آینده باید حسگرهای قرار داده شده در یک مکان را در شرایط استاندارد ثبت و پردازش مقایسه کنند و تلفن‌های هوشمند امروزی را نیز دربرگیرند. سوم، پایایی و پاسخ‌دهی ارزیابی نشدند، زیرا سه کوشش هر تکلیف به‌جای تحلیل برای ارزیابی ثبات کوشش به کوشش یا آزمون–بازآزمون، با یکدیگر میانگین گرفته شدند. افزون بر این، فقط ارتفاع عمقی ۲۰ سانتی‌متر بررسی شد که کاربردپذیری یافته‌ها را به ارتفاع‌های دیگر عمقی و پروتکل‌های پرش محدود می‌کند. پژوهش‌های آینده باید پایایی و پاسخ‌دهی را به‌طور جداگانه ارزیابی کنند و دامنه گسترده‌تری از تکالیف پرش و فرود را بررسی نمایند. چهارم، اختلاف‌های اندازه‌گیری ممکن است تحت تأثیر عوامل روش‌شناختی و پردازش سیگنال قرار گرفته باشند. روش‌های کالیبراسیون حسگر و دامنه‌های عملکرد آن‌ها به‌اندازه کافی مشخص نشده بودند تا بتوان تعیین کرد آیا خطاهای

کالیبراسیون، اشباع یا برش سیگنال رخ داده‌اند یا خیر. ارتفاع پرش با استفاده از زمان پرواز و تشخیص رویداد مبتنی بر آستانه محاسبه شد؛ بنابراین، برآوردها ممکن است به خطا در شناسایی لحظه جدا شدن از زمین و فرود، به‌ویژه در سیگنال‌های پرنویز، حساس بوده باشند. اصلاحی برای جهت‌گیری حسگر اعمال نشد، حساسیت به فرکانس‌های قطع جایگزین فیلتر پایین‌گذر بررسی نشد و سیگنال‌های صفحه نیرو با روش‌های فیلترگذاری یکسان پردازش نشدند؛ بنابراین، سهم جداگانه این عوامل در اختلاف‌های مشاهده‌شده همچنان نامشخص است. مطالعات آینده باید روش‌های کالیبراسیون و دامنه‌های عملکرد حسگر را مستند کنند، تشخیص رویداد را در مقایسه با رویدادهای مرجع اعتبارسنجی نمایند، در صورت لزوم اصلاح جهت‌گیری را ارزیابی کنند و روش‌های پردازش جایگزین را با استفاده از اندازه‌گیری‌های مرجع هم‌زمان مقایسه نمایند. در نهایت، پیامدهای متعددی در دستگاه‌ها و تکالیف پرش مختلف بررسی شدند که احتمال یافته‌های تصادفی را افزایش می‌دهد؛ بنابراین، نتایج باید در چارچوب الگوی کلی توافق تفسیر شوند، نه صرفاً بر اساس معناداری آماری. مطالعات آینده باید پیامدهای اصلی را از پیش تعیین کنند، روش‌های خود را برای کنترل مقایسه‌های متعدد توجیه نمایند و فاصله‌های اطمینان را در کنار برآوردهای نقطه‌ای گزارش کنند. افزون بر این، نویز سیگنال و شکست در تشخیص رویداد موجب تفاوت در تعداد مشاهدات معتبر در تحلیل‌های مختلف شدند. آمار توصیفی در جدول ۱ بر اساس مشاهدات در دسترس برای هر دستگاه و پیامد محاسبه شد، درحالی‌که تحلیل‌های بلاند–آلتمن در جدول ۲ فقط شامل شرکت‌کنندگانی بود که اندازه‌گیری‌های زوجی معتبر داشتند. درنتیجه، میانگین‌های توصیفی ممکن است دقیقاً با سوگیری‌های میانگین زوجی مطابقت نداشته باشند. مطالعات آینده باید تعداد مشاهدات زوجی معتبر را برای هر مقایسه گزارش کنند و علل و پیامدهای اندازه‌گیری‌های ازدست‌رفته را بررسی نمایند.

نتیجه‌گیری نهایی

هیچ‌یک از ابزارهای قابل‌حمل آزموده‌شده، در پیامدهای پرش ضد حرکت و پرش عمقی از ارتفاع ۲۰ سانتی‌متر، اندازه‌گیری‌هایی با قابلیت جایگزینی پایدار با صفحه نیرو ارائه نکردند. واحد اندازه‌گیری اینرسی نصب‌شده در ناحیه کمر، مطلوب‌ترین توافق را برای حداکثر نیروی کانسنتریک طی پرش عمقی نشان داد، اما حدود توافق مشاهده‌شده نشان می‌دهد که قابلیت جایگزینی برای ارزیابی فردی هنوز اثبات نشده است. تلفن همراه آزموده‌شده توافق محدودی، بخصوص برای سایر متغیرهای کینتیکی، نشان داد. این یافته‌ها تأکید می‌کنند که هر ابزار و روش پردازش باید پیش از استفاده از اندازه‌گیری‌های آن به‌عنوان جایگزین داده‌های صفحه نیرو، برای پیامد و تکلیف مشخص اعتبارسنجی شود. پژوهش‌های بیشتر باید مقایسه استاندارد حسگرها، اعتبارسنجی مستقیم تشخیص رویدادهای حرکتی، نمونه‌های بزرگ‌تر و متنوع‌تر و ارزیابی‌های اختصاصی پایایی و پاسخ‌دهی را در اولویت قرار دهند.

قدردانی

نویسندگان صمیمانه از کارکنان آزمایشگاه اختلالات حرکت و آنالیز راه رفتن در گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس و همچنین کارکنان آزمایشگاه BSN برای حمایت ارزشمند و کمک‌های فنی ایشان سپاسگزاری می‌کنند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

این پژوهش به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تربیت مدرس رسیده است (IR.MODARES.REC.1400.107) و مطابق با بیانیه هلسینکی اجرا شد. پیش از شرکت در پژوهش، رضایت‌نامه آگاهانه کتبی از تمامی شرکت‌کنندگان دریافت شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچ‌گونه حمایت مالی اختصاصی از سوی سازمان‌های تأمین‌کننده بودجه در بخش‌های دولتی، تجاری یا غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

مریم نظری و سحر بوذری در شکل‌گیری ایده و طراحی مطالعه مشارکت داشتند. مریم نظری مسئول گردآوری داده‌ها بود. همه نویسندگان در تحلیل داده‌ها، تفسیر یافته‌ها، آماده‌سازی مقاله، بازبینی انتقادی دست‌نوشته و تأیید نسخه نهایی مشارکت داشتند.

تعارض

نویسندگان اعلام می‌کنند که در ارتباط با انتشار این مقاله هیچ‌گونه تعارض منافعی وجود ندارد.

References

1. Claudino JG, Cronin J, Mezêncio B, McMaster DT, McGuigan M, Tricoli V, et al. The countermovement jump to monitor neuromuscular status: a meta-analysis. Journal of Science and Medicine in Sport. 2017;20(4):397-402. [DOI:10.1016/j.jsams.2016.08.011]

2. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. 3rd ed. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins; 2009.

3. Linthorne NP. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. American Journal of Physics. 2001;69(11):1198-1204. [DOI:10.1119/1.1397460]

4. Arlotti JS, Carroll WO, Afifi Y, Talegaonkar P, Albuquerque L, Ball JE, et al. Benefits of IMU-based wearables in sports medicine: narrative review. International Journal of Kinesiology and Sports Science. 2022;10(1):36-43. [DOI:10.7575/aiac.ijkss.v.10n.1p.36]

5. Camomilla V, Bergamini E, Fantozzi S, Vannozzi G. Trends supporting the in-field use of wearable inertial sensors for sport performance evaluation: a systematic review. Sensors. 2018;18(3):873. [DOI:10.3390/s18030873]

6. Clemente F, Badicu G, Hasan UC, Akyildiz Z, Pino-Ortega J, Silva R, et al. Validity and reliability of inertial measurement units for jump height estimations: a systematic review. Human Movement. 2022;23(4):1-20. [DOI:10.5114/hm.2023.111548]

7. da Rocha EF, Orssatto LBR, Diefenthaeler F, Dellagrana RA. Jump height with smartphone apps-reliability and agreement with standard methods: a systematic review with meta-analysis. Strength and Conditioning Journal. 2026;48(1):65-77. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000918]

8. Gençoğlu C, Ulupınar S, Özbay S, Turan M, Savaş BÇ, Asan S, et al. Validity and reliability of My Jump app to assess vertical jump performance: a meta-analytic review. Scientific Reports. 2023;13(1):20137. [DOI:10.1038/s41598-023-46935-x]

9. Haj-Lotfalian M. Validation of a low-cost inertial sensor for estimating barbell velocity during deadlift concentric phase. Journal of Sport Biomechanics. 2026;12(1):20-34. [DOI:10.61882/JSportBiomech.12.1.20]

10. Macadam P, Cronin J, Neville J, Diewald S. Quantification of the validity and reliability of sprint performance metrics computed using inertial sensors: a systematic review. Gait & Posture. 2019;73:26-38. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2019.07.123]

11. Nazari M, Boozari S, Torkaman G, Sanjari MA. Validity and reliability of the accelerometer for assessing jump performance variables: review study. International Journal of Musculoskeletal Pain Prevention. 2024;9(4):1121-1132.

12. Rantalainen T, Finni T, Walker S. Jump height from inertial recordings: a tutorial for a sports scientist. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports. 2020;30(1):38-45. [DOI:10.1111/sms.13546]

13. Haff GG, Ruben R, Saffel H, McCrory JL, Cormie P, Sands WA, et al. Reliability of accelerometer based performance measurements during countermovement vertical jumps and the influence of sampling frequency. Journal of Strength and Conditioning Research. 2011;25:S92. [DOI:10.1097/01.JSC.0000395725.37612.48]

14. Kerns JA, Zwart AS, Perez PS, Gurchiek RD, McBride JM. Effect of IMU location on estimation of vertical ground reaction force during jumping. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2023;11:1112866. [DOI:10.3389/fbioe.2023.1112866]

15. Ziebart C, Giangregorio LM, Gibbs JC, Levine IC, Tung J, Laing AC. Measurement of peak impact loads differ between accelerometers-effects of system operating range and sampling rate. Journal of Biomechanics. 2017;58:222-226. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2017.04.022]

16. Bishop C, Turner A, Jordan M, Harry J, Loturco I, Lake J, et al. A framework to guide practitioners for selecting metrics during the countermovement and drop jump tests. Strength and Conditioning Journal. 2022;44(4):95-103. [DOI:10.1519/SSC.0000000000000677]

17. Young WB, Pryor JF, Wilson GJ. Effect of instructions on characteristics of countermovement and drop jump performance. Journal of Strength and Conditioning Research. 1995;9(4):232-236. [DOI:10.1519/1533-4287(1995)0092.3.CO;2]

18. Muyor JM, Granero-Gil P, Pino-Ortega J. Reliability and validity of a new accelerometer (Wimu) system for measuring velocity during resistance exercises. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology. 2018;232(3):218-224. [DOI:10.1177/1754337117731700]

19. Patterson JA, Amick RZ, Pandya PD, Hakansson N, Jorgensen MJ. Comparison of a mobile technology application with the balance error scoring system. International Journal of Athletic Therapy and Training. 2014;19(3):4-7. [DOI:10.1123/ijatt.2013-0094]

20. Tran J, Netto K, Aisbett B, Gastin P. Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks. In: Proceedings of the 28th International Conference on Biomechanics in Sports; 2010; Marquette, Michigan, USA. p. 148-151.

21. Miranda-Oliveira P, Branco M, Fernandes O. Accuracy of inertial measurement units when applied to the countermovement jump of track and field athletes. Sensors. 2022;22(19):7186. [DOI:10.3390/s22197186]

22. Barker L, Loosbrock A, Spry E, Ciccone A, Grindstaff T. Velocity-specific relationships among eccentric and concentric force velocity profiles and jumping performance. International Journal of Strength and Conditioning. 2024;4(1):1-9. [DOI:10.47206/ijsc.v4i1.264]

23. Boozari S, Sanjari MA, Amiri A, Takamjani IE. Effect of gastrocnemius kinesio taping on countermovement jump performance and vertical stiffness following muscle fatigue. Journal of Sport Rehabilitation. 2018;27(4):306-311. [DOI:10.1123/jsr.2017-0009]

24. Helland C, Midttun M, Saeland F, Haugvad L, Olstad DS, Solberg PA, et al. A strength-oriented exercise session required more recovery time than a power-oriented exercise session with equal work. PeerJ. 2020;8:e10044. [DOI:10.7717/peerj.10044]

25. Ali-Hassan MF, Abdulkareem OW, Ali LS. Effects of high-intensity plyometric training on force-time characteristics during volleyball spike and block jumps. Journal of Sport Biomechanics. 2027;12(4):732-755.

26. Nazari M, Boozari S, Sanjari MA, Torkaman G. The effect of whole-body vibration with medium and high frequencies in static and dynamic squats on jump performance in healthy non-athlete females. Sport Sciences for Health. 2024;20(4):1455-1464. [DOI:10.1007/s11332-024-01225-5]

27. Nickpey Z, Boozari S, Farjad Pezeshk A. Effects of kinesio tape on countermovement jump kinetic variables in physically active females with flat feet before and after fatigue: a randomized controlled trial. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2025;17(1):309. [DOI:10.1186/s13102-025-01355-4]

28. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. Sports Medicine. 1998;26(4):217-238. [DOI:10.2165/00007256-199826040-00002]

29. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports Medicine. 2000;30(1):1-15. [DOI:10.2165/00007256-200030010-00001]

30. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. International Journal of Nursing Studies. 2010;47(8):931-936. [DOI:10.1016/j.ijnurstu.2009.10.001]

31. Marković S, Dopsaj M, Tomažič S, Kos A, Nedeljković A, Umek A. Can IMU provide an accurate vertical jump height estimate? Applied Sciences. 2021;11(24):12025. [DOI:10.3390/app112412025]

32. Schleitzer S, Wirtz S, Julian R, Eils E. Development and evaluation of an inertial measurement unit (IMU) system for jump detection and jump height estimation in beach volleyball. German Journal of Exercise and Sport Research. 2022;52(2):228-236. [DOI:10.1007/s12662-022-00822-1]

33. Stanton R, Wintour SA, Kean CO. Validity and intra-rater reliability of MyJump app on iPhone 6s in jump performance. Journal of Science and Medicine in Sport. 2017;20(5):518-523. [DOI:10.1016/j.jsams.2016.09.016]

34. Cabarkapa DV, Cabarkapa D, Philipp NM, Fry AC. Impact of the anatomical accelerometer placement on vertical jump performance characteristics. Sports. 2023;11(4):92. [DOI:10.3390/sports11040092]