

Research Paper



Validation of a Low-Cost Inertial Sensor for Estimating Barbell Velocity During Deadlift Concentric Phase

*Mostafa Haj Lotfalian¹

1. Department of Physical Education and Sports Science, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Yazd University, Yazd, Iran.



Citation: 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.
<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.20>

<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.20>



Article Info:

Received: 31 July 2025

Accepted: 21 October 2025

Available Online: 23 October 2025

Keywords:

Velocity-based resistance training, Inertial measurement unit (IMU), Validation, Deadlift

ABSTRACT

Objective In velocity-based resistance training, accurate measurement of barbell velocity is crucial for load prescription, fatigue monitoring, and autoregulation. Given the limitations of reference systems such as motion capture, inertial measurement units (IMUs) have attracted increasing attention as low-cost, portable alternatives. This study aimed to validate a low-cost IMU for measuring barbell velocity during the concentric phase of the deadlift, using a motion capture system as the reference standard.

Methods Sixteen young men (mean age = 21.7 ± 3.4 years) with at least one year of resistance training experience participated. After a standardized warm-up, each participant performed three sets of five deadlifts at 50% of their body mass. Barbell velocity was recorded simultaneously using a triaxial IMU and a 3D motion capture system. Data were analyzed under both filtered and unfiltered conditions. Vertical velocity was derived through sensor fusion and zero-velocity update algorithms. The third and fourth repetitions of each set were included in the analysis. Differences between measurement tools were examined using repeated-measures ANOVA, along with agreement and reliability indices.

Results For mean velocity, no significant differences were found between the IMU and motion capture across processing conditions. The mean bias between devices was small (≈ 0.02 m/s), with high reliability and agreement indices ($ICC \approx 0.86$; $RMSE \approx 0.16$ m/s; $CV \approx 14\%$). In contrast, for peak velocity, significant main effects of measurement tool, filtering, and their interaction were observed. The IMU systematically underestimated peak velocity compared with motion capture, showing larger mean biases (up to -0.19 m/s), moderate correlations, and higher error indices.

Conclusion The IMU demonstrated high agreement and low error for mean velocity, but greater variability for peak velocity. Thus, this low-cost, portable sensor can serve as a practical tool for monitoring mean concentric velocity during deadlifts in field settings, although caution is warranted when interpreting peak velocity values.

* Corresponding Author:

Mostafa Haj Lotfalian

Address: Department of Physical Education and Sports Science, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Yazd University, Yazd, Iran.

E-mail: M.hajlotfalian@yazd.ac.ir

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

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

Extended Abstract

1. Introduction

In recent years, velocity-based training (VBT) has emerged as an alternative to traditional percentage-based loading, using barbell velocity as a real-time indicator of training intensity and neuromuscular fatigue (3). A nearly linear relationship between load and movement velocity allows for strength estimation without maximal testing (4). Metrics such as mean concentric velocity, peak velocity, and velocity loss are commonly used to monitor fatigue and regulate training volume (2,5).

Linear position transducers (LPTs) provide high accuracy but are expensive and less practical in field settings due to their cable-based design (8). In contrast, inertial measurement units (IMUs) are lightweight, affordable, and portable, capable of capturing acceleration, angular velocity, and orientation, making them a promising alternative (9,10). Previous research has supported the validity of wearable sensors in movements like the squat (11,12), but evidence for more complex free-weight exercises such as the deadlift is limited and inconsistent (13,14). Reduced accuracy, particularly for peak velocity under high loads, has been reported, along with significant differences compared to motion capture systems (14–16). Given their potential for practical field use (17), this study aimed to examine the validity of a low-cost IMU for measuring barbell velocity during the concentric phase of the deadlift, using motion capture as the reference standard.

2. Methods

This study involved 16 healthy young men (mean age: 21.7 ± 3.4 years; height: 170.7 ± 7.3 cm; body mass: 69.3 ± 11.1 kg), each with at least one year of resistance training experience. Sample size was determined a priori using G*Power (version 3.1.9.6) with $\alpha = 0.05$, power = 0.95, and an expected ICC of 0.75. All participants were free of musculoskeletal or neuromuscular disorders and provided written informed consent. The study was approved by the Ethics Committee of Yazd University (IR.YAZD.REC.1403.078) and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

All procedures were completed in a single laboratory session, including familiarization, warm-up, and testing. The warm-up consisted of five minutes of dynamic exercises, followed by two sets of deadlifts (10 reps at 30% body weight and 5 reps at 50%). The main protocol involved three sets of five deadlifts at 50% body weight, performed at a self-selected pace. Test order was counterbalanced, with three minutes rest between sets.

Barbell velocity was simultaneously recorded using a triaxial IMU (BSNlab, Iran) and a 3D motion capture system (OptiTrack Dou120, USA) at 120 Hz. The IMU's default 250 Hz sampling rate was reconfigured to 120 Hz to match the motion capture system. The sensor was mounted at the barbell's center, with a reflective marker attached for synchronization.

Motion capture data were reconstructed (if needed) and filtered (6 Hz Butterworth). IMU accelerometer data were low-pass filtered (25 Hz), fused using the Madgwick algorithm to remove gravity, and integrated after applying Zero Velocity Update at the start of each concentric phase to reduce drift. Instantaneous vertical velocity was derived by trapezoidal integration.

The concentric phase was segmented from displacement data, and the third and fourth repetitions of each set were analyzed. Mean and peak velocities were extracted. Normality was assessed using the Shapiro–Wilk test, and differences between tools and conditions (raw vs filtered) were examined using repeated-measures ANOVA with Bonferroni correction ($p < 0.05$). Agreement was evaluated using mean bias, CV, RMSE, correlation coefficients, and Bland–Altman analysis. All processing and statistics were performed in MATLAB R2021b.

3. Results

The two-way repeated-measures ANOVA revealed no significant main effects of measurement tool (IMU vs. MoCap), filtering (raw vs. filtered), or their interaction for mean velocity, indicating that both systems provided comparable results across processing conditions.

Table 1. Bland–Altman and ICC results for mean and peak velocity under different measurement conditions

Variable	MoCap (Filt.) Vs IMU (Filt.)	MoCap (Raw) Vs IMU (Filt.)	MoCap (Raw) Vs IMU (Raw)	MoCap (Filt.) Vs IMU (Raw)
Mean Velocity				
Mean bias (m/s)	-0.0183	-0.0186	0.0179	-0.0176
SD of differences	0.1644	0.1651	0.1629	0.1623
95% CI of bias	[-0.043, 0.006]	[-0.043, 0.006]	[-0.006, 0.042]	[-0.041, 0.006]
Lower LoA	-0.341	-0.342	-0.302	-0.336
Upper LoA	0.304	0.305	0.338	0.301
95% CI Lower LoA	[-0.373, -0.309]	[-0.375, -0.309]	[-0.334, -0.270]	[-0.368, -0.304]
95% CI Upper LoA	[0.272, 0.336]	[0.272, 0.338]	[0.306, 0.370]	[0.269, 0.333]
ICC	0.8559	0.8551	0.8693	0.8700
SEM	0.1644	0.1651	0.1629	0.1623
MDC	0.455	0.458	0.450	0.450
CV (%)	14.25	14.30	14.10	14.05
RMSE	0.1647	0.1653	0.1631	0.1625
rpc	0.3223	0.3235	0.3193	0.3181
Peak Velocity				
Mean bias (m/s)	-0.1779	-0.1944	-0.0875	-0.0710
SD of differences	0.4633	0.4768	0.4791	0.4706
95% CI of bias	[-0.264, -0.092]	[-0.283, -0.106]	[-0.177, 0.002]	[-0.159, 0.017]
Lower LoA	-1.087	-1.129	-1.027	-0.993
Upper LoA	0.731	0.740	0.852	0.851
95% CI Lower LoA	[-1.200, -0.974]	[-1.250, -1.010]	[-1.150, -0.905]	[-1.110, -0.877]
95% CI Upper LoA	[0.618, 0.844]	[0.620, 0.860]	[0.730, 0.974]	[0.735, 0.967]
ICC	0.6150	0.5923	0.6579	0.6690
SEM	0.4633	0.4768	0.4791	0.4706
MDC	1.283	1.332	1.329	1.301
CV (%)	22.71	23.28	22.79	22.48
RMSE	0.4943	0.5129	0.4848	0.4738
rpc	0.9081	0.9346	0.9389	0.9224

In contrast, for peak velocity, significant main effects of both tool and filtering, as well as a significant interaction ($p < 0.05$), were observed. This suggests that peak velocity values were influenced by both the measurement system and the application of filtering.

Table 1 presents the Bland–Altman and ICC analyses. For mean velocity, the mean bias between IMU and MoCap was small ($\approx \pm 0.02$ m/s), with narrow 95% confidence intervals, high ICC values (0.86–0.87), and low error indices (RMSE ≈ 0.16 m/s; CV $\approx 14\%$). These findings indicate excellent agreement between the two measurement systems for this variable.

For peak velocity, the mean bias was larger (-0.18 to -0.07 m/s), ICC values were moderate (0.59–0.67), and error indices were higher (RMSE ≈ 0.47 – 0.51 m/s; CV $> 22\%$). These results reflect greater variability and a systematic underestimation of peak velocity by the IMU compared to MoCap.

4. Discussion

This study examined barbell velocity during the concentric phase of the deadlift. The IMU demonstrated a strong correlation with the motion capture system for mean velocity and a moderate correlation for peak velocity, indicating good validity for mean values but reduced accuracy for peak values. Bland–Altman analysis revealed minimal bias and narrow limits of agreement for mean velocity, whereas larger bias and wider limits were observed for peak velocity. Reliability indices (rpc and SEM) further indicated greater stability for mean compared with peak measurements. With a relative error of approximately 14%, the IMU appears sufficiently accurate for detecting meaningful changes in mean velocity but is less suitable for precise assessments of peak velocity.

These findings are consistent with previous studies. McGrath et al. (13) confirmed the validity of accelerometer-based devices during the deadlift, and Cuverel-Ibáñez et al. (19) also reported high

correlations for mean velocity under moderate loads. Conversely, measurement accuracy tends to decrease for peak velocity during rapid or high-amplitude movements (9, 10, 14), which aligns with the present results. Several methodological factors—such as sensor placement, sampling rate, and filtering approach—can also influence measurement accuracy (10, 11, 22). In this study, using raw data, precise bar-mounted placement, and a 120 Hz sampling rate, we observed small biases but relatively wide limits of agreement in certain trials, similar to those reported by Sato et al. (12). Overall, IMUs provide a valid and practical alternative to motion capture systems for field-based assessment of barbell velocity (17, 18, 20). Nevertheless, caution should be exercised when interpreting peak velocity values due to their higher variability and lower agreement with reference systems (21, 23).

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical considerations were fully observed in this study. Participants were informed about the research procedures in detail and provided written consent prior to participation. They were also assured of their right to withdraw from the study at any time without penalty. Furthermore, all personal information was kept strictly confidential and used solely for research purposes.

Funding

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

Authors' contributions

The author was involved in all stages of the study, including design, implementation, and manuscript preparation.

Conflicts of interest

The author declares that there is no conflict of interest related to this study.

مقاله پژوهشی

اعتبارسنجی تخمین سرعت فاز کشش ددلیفت با استفاده از یک حسگر اینرسی ارزان قیمت

*مصطفی حاج لطفعلیان^۱

۱. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه یزد، یزد، ایران.



Citation: 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. <https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.20>



<https://doi.org/10.61882/JSportBiomech.12.1.20>

چکیده

هدف در تمرینات مقاومتی مبتنی بر سرعت، اندازه‌گیری دقیق سرعت هالتر نقش مهمی در تجویز بار، پایش خستگی و خودتنظیمی تمرینی دارد. با توجه به محدودیت‌های ابزارهای مرجع مانند سیستم موشن‌کپچر، استفاده از حسگرهای اینرسی به‌عنوان جایگزینی کم‌هزینه و قابل‌حمل مورد توجه قرار گرفته است. هدف پژوهش حاضر، اعتبارسنجی یک حسگر اینرسی ارزان قیمت در اندازه‌گیری سرعت فاز کشش حرکت ددلیفت در مقایسه با سیستم موشن‌کپچر بود.

روش‌ها شانزده مرد جوان (میانگین سن: $21/7 \pm 3/4$ سال) با حداقل یک سال سابقه تمرین مقاومتی، پس از گرم کردن استاندارد، سه ست ددلیفت پنج‌تایی با 50% وزن بدن اجرا کردند. سرعت میله به‌طور هم‌زمان توسط حسگر اینرسی سه‌محوره و سامانه موشن‌کپچر ثبت شد. داده‌ها در شرایط با فیلتر و بدون فیلتر پردازش شدند و با استفاده از روش‌های فیوژن و به‌روزرسانی سرعت صفر، سرعت عمودی محاسبه گردید. تکرارهای سوم و چهارم تحلیل و تفاوت ابزارها با آزمون آماری آنووا و شاخص‌های توافق بررسی شد.

یافته‌ها در سرعت میانگین، تفاوت معناداری بین مقادیر ثبت‌شده توسط حسگر اینرسی و موشن‌کپچر در شرایط پردازش مختلف مشاهده نشد. میانگین اختلاف دو ابزار ناچیز (حدود 0.02 متر بر ثانیه) و شاخص‌های توافق و پایایی مناسب بود ($RMSE \approx 0.16$ m/s, $ICC \approx 0.86$, $CV \approx 14\%$). در مقابل، برای سرعت اوج اثر معنادار ابزار، فیلترگذاری و تعامل آن‌ها به‌دست آمد به‌طوری‌که حسگر مقادیر اوج را به‌طور سیستماتیک کمتر از موشن‌کپچر ثبت کرد. میانگین اختلاف بین دو ابزار در این متغیر بزرگ‌تر بود (تا 0.19 متر بر ثانیه)، ضرایب همبستگی متوسط و شاخص‌های خطا بالاتر بودند.

نتیجه‌گیری نتایج نشان‌دهنده توافق بالا و خطای پایین در اندازه‌گیری سرعت میانگین و در مقابل، خطای بیشتر و تغییرپذیری بالاتر در سرعت اوج توسط حسگر بود. بر این اساس استفاده از حسگر اینرسی به‌عنوان گزینه‌ای اقتصادی، قابل‌حمل و میدانی، خصوصاً برای پایش سرعت متوسط کشش ددلیفت در شرایط غیرآزمایشگاهی توصیه می‌شود.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۹ مرداد ۱۴۰۴

تاریخ پذیرش: ۲۹ مهر ۱۴۰۴

تاریخ انتشار: ۱ آبان ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:

تمرین مقاومتی مبتنی بر
سرعت، حسگر اینرسی،
اعتبارسنجی، ددلیفت

*نویسنده مسئول:

مصطفی حاج لطفعلیان

آدرس: گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه یزد، یزد، ایران.

ایمیل: M.hajlotfalian@yazd.ac.ir

مقدمه

در سال‌های اخیر، ورود فناوری‌های نوین به حوزه بیومکانیک ورزش، تحولات چشمگیری در شیوه ارزیابی، پایش و بهینه‌سازی عملکرد ورزشی ایجاد کرده است (۱، ۲). در همین راستا، تمرینات مقاومتی مبتنی بر سرعت (وی‌بی‌تی)، به‌عنوان رویکردی نوین برای تجویز، پایش و خودتنظیمی تمرینات قدرتی مورد توجه پژوهشگران و مربیان ورزشی قرار گرفته است (۳). برخلاف روش‌های سنتی که شدت تمرین را بر اساس درصدی از یک تکرار بیشینه تعیین می‌کنند، در وی‌بی‌تی از سرعت حرکت میله برای تخمین شدت نسبی، پایش خستگی عصبی-عضلانی و تنظیم بار تمرینی در لحظه استفاده می‌شود (۴). مطالعات متعدد نشان داده‌اند که رابطه‌ای تقریباً خطی و پایدار میان بار تمرینی و سرعت حرکت وجود دارد؛ به‌گونه‌ای که می‌توان بدون انجام آزمون‌های حداکثر تلاش، متغیرهایی مانند بیشینه قدرت و سطح تلاش را تخمین زد (۵، ۶). شاخص‌هایی مانند "میانگین سرعت فاز کشش"، "سرعت اوج"، و "افت سرعت" ابزارهایی کلیدی در پایش خستگی و تنظیم حجم تمرین محسوب می‌شوند. به‌عنوان مثال، با توقف یک ست تمرینی پس از رسیدن به حد آستانه افت سرعت، می‌توان از خستگی بیش‌ازحد جلوگیری کرد و کیفیت تمرین را حفظ نمود (۲، ۷). برای اندازه‌گیری این متغیرهای سرعتی، مبدل موقعیت‌یابی خطی (ال‌پی‌تی) از دیرباز به‌دلیل دقت بالای خود استفاده می‌شدند. با این حال، این ابزارها اغلب گران، دارای ساختار کابلی پیچیده و نامناسب برای استفاده میدانی هستند (۸). در مقابل، واحدهای اندازه‌گیری اینرسی (آی‌ام‌یو)، به‌دلیل وزن سبک، هزینه پایین، قابلیت حمل بالا و امکان ثبت شتاب، سرعت زاویه‌ای و جهت‌گیری در فضا، توجه زیادی را در سال‌های اخیر به خود جلب کرده‌اند (۹، ۱۰).

پژوهش‌های مختلفی اعتبار و پایایی این ابزارها را در تمرینات قدرتی بررسی کرده‌اند. به‌عنوان نمونه، برخی مطالعات نشان داده‌اند که حسگرهای پوشیدنی می‌توانند سرعت حرکت در حرکاتی مانند اسکوات را با دقت مناسبی ثبت کنند (۱۱، ۱۲). با این حال، شواهد پژوهشی در مورد استفاده از آی‌ام‌یو در حرکات ترکیبی و آزاد مانند ددلیفت، که دامنه حرکتی بالاتر و نوسانات تکنیکی بیشتری دارند، محدود و گاه متناقض است (۱۳، ۱۴). در برخی موارد، دقت این ابزارها در بارهای سنگین (بیش از ۸۰ درصد 1RM) کاهش یافته و اندازه‌گیری سرعت اوج از اعتبار کمتری برخوردار بوده است (۱۴). همچنین بررسی‌های اخیر نشان داده‌اند که اگرچه برخی حسگرهای شتاب‌سنج در سنجش سرعت ضربات در ورزش‌های رزمی عملکرد قابل قبولی دارند، اما همچنان تفاوت‌هایی معنادار میان آن‌ها و سامانه‌های مرجع از جمله موشن کپچر وجود دارد (۱۵، ۱۶). با وجود این، آی‌ام‌یوها به‌عنوان جایگزینی کم‌هزینه و عملی برای استفاده در باشگاه‌ها و مطالعات میدانی مطرح هستند (۱۷).

اگرچه استفاده از آی‌ام‌یوها در ارزیابی عملکرد ورزشی رو به گسترش است، شواهد تجربی موجود درباره دقت آن‌ها در حرکات قدرتی با شدت بالا مانند ددلیفت محدود است. هنوز مشخص نیست که این ابزارها می‌توانند شاخص‌هایی مانند "میانگین سرعت فاز کشش" یا "سرعت اوج" را با دقتی مشابه سامانه‌های دقیق آزمایشگاهی ارائه دهند (۱۸، ۱۳). این در حالی است که مربیان حرفه‌ای به ابزارهایی نیاز دارند که در عین دقت کافی، قابل حمل، ارزان و متناسب با محیط تمرینی واقعی باشند. با توجه به اهمیت شاخص‌های سرعتی در تمرینات مقاومتی و همچنین نیاز به ابزارهایی قابل دسترس برای ارزیابی دقیق عملکرد، پژوهش حاضر با هدف اعتبارسنجی یک حسگر اینرسی ارزان‌قیمت در اندازه‌گیری سرعت فاز کشش حرکت ددلیفت طراحی شده است. در این مطالعه، داده‌های

1. Velocity Based Training
2. Linear Position Transducers

استخراج شده از آی ام یو با اطلاعات ثبت شده توسط سامانه موشن کپچر به عنوان مرجع مقایسه می شوند. نتایج این پژوهش می تواند به تصمیم گیری مربیان در استفاده از ابزارهای کاربردی تر در برنامه ریزی تمرینات کمک کند.

روش شناسی

در این پژوهش، ۱۶ مرد جوان (میانگین سن: $21/7 \pm 3/4$ سال، قد: $170/7 \pm 7/3$ سانتی متر، وزن بدن: $63/3 \pm 11/1$ کیلوگرم) با سابقه حداقل یک سال تمرینات منظم مقاومتی به صورت داوطلبانه شرکت کردند. تعیین حجم نمونه با استفاده از نرم افزار جی پاور (نسخه ۳،۱،۹،۶) و با در نظر گرفتن سطح معناداری ۰/۰۵، توان آزمون ۰/۹۵، آزمون دوطرفه و ضریب همبستگی درون کلاسی برابر با ۰/۷۵ انجام شد که حجم نمونه مورد نیاز را برابر با ۱۶ نفر مشخص نمود. تمامی شرکت کنندگان از سلامت کامل برخوردار بوده، سابقه ای از آسیب های اسکلتی-عضلانی یا بیماری های عصبی عضلانی در شش ماه گذشته نداشتند، و هیچ گونه محدودیتی برای اجرای حرکات تمرینی نداشتند. برای افزایش دقت و ایمنی اجرای صحیح حرکت ددلیفت، آموزش های اولیه و آشنایی با تجهیزات و مراحل آزمون برای همه افراد قبل از شروع اجراها ارائه گردید. همچنین، اجرای صحیح تکنیک حرکتی ددلیفت توسط یک مربی متخصص و دارای گواهینامه رسمی تمرینات قدرتی نظارت شد. شرکت کنندگان موظف بودند در بازه ۲۴ تا ۴۸ ساعت پیش از جلسه آزمون، از انجام فعالیت های شدید جسمانی خودداری کنند تا اثر خستگی بر نتایج آزمون به حداقل برسد. کلیه مراحل این پژوهش مطابق با اصول اخلاقی اعلام شده در بیانیه هلسینکی انجام شد و توسط کمیته اخلاق دانشگاه یزد با کد IR.YAZD.REC.1403.078 تأیید گردید. همچنین، از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی آگاهانه برای شرکت در مطالعه اخذ شد.

در این مطالعه، کلیه مراحل شامل آشنایی با پروتکل، انجام مراحل گرم کردن، و اجرای آزمون اصلی در یک جلسه آزمایشگاهی برای هر شرکت کننده انجام شد. در ابتدا، شرکت کنندگان به مدت پنج دقیقه حرکات کششی پویای منتخب و تمرینات ساده ای تحرک مفصلی را اجرا کردند. سپس دو ست گرم کردن شامل ۱۰ تکرار با وزنه ای معادل ۳۰ درصد وزن بدن و ۵ تکرار با وزنه ای معادل ۵۰ درصد وزن بدن انجام شد. پس از مرحله گرم کردن، هر شرکت کننده سه ست از حرکت ددلیفت را با وزنه ای معادل ۵۰ درصد وزن بدن خود انجام داد. در هر ست، پنج تکرار پیوسته با سرعت دلخواه (بدون محدودیت در ریتم حرکت) اجرا شد. ترتیب اجرای آزمون ها به صورت تصادفی شده (کانتربالانس) طراحی گردید تا اثرات ترتیب زمانی کنترل شود. بین هر ست، سه دقیقه استراحت در نظر گرفته شد تا اثرات خستگی به حداقل برسد.

در حین اجرای آزمون، داده های حرکتی با استفاده از دو ابزار ثبت شد. یک حسگر اینرسی ساخت شرکت بنیان صنعت نوین (رشت، ایران) با قابلیت ثبت شتاب سه بعدی $16g \pm$ ،ژیروسکوپ سه بعدی ($2000 \pm$ درجه بر ثانیه) و مغناطیس سنج سه بعدی، با استفاده از چسب دوطرفه به مرکز میله ی هالتر متصل و امکان چرخش یا لغزش آن حین اجرا کنترل گردید. همچنین، یک مارکر بازتابی به منظور هم راستاسازی سیگنال ها بر روی بدنه ی حسگر نصب شد (شکل ۱). به طور هم زمان، داده های کینماتیکی مرجع توسط سیستم موشن کپچر اپتوالکترونیکی اپتی ترک DOU 120 (ایالات متحده آمریکا) با نرخ نمونه برداری ۱۲۰ هرتز ثبت گردید. از یک تریگر سخت افزاری برای هم زمان سازی دو سامانه استفاده شد. حسگر اینرسی در حالت پیش فرض با نرخ ۲۵۰ هرتز داده برداری می کرد که در کنوئسی اختصاصی در محیط متلب به ۱۲۰ هرتز بازپیکربندی شد تا هماهنگی کامل با نرخ سیستم موشن کپچر برقرار شود. تنظیمات firmware مطابق با پیکربندی کارخانه سازنده بر روی میکروکنترلر حسگر اعمال شده بود.



شکل ۱. حسگر اینرسی و مارکر بازتابی نصب شده روی آن برای بررسی همزمان سرعت با دو ابزار

تحلیل عددی داده‌های حاصل از هر دو سامانه با استفاده از اسکریپت‌های اختصاصی نوشته‌شده در محیط نرم‌افزار متلب نسخه R2021b (ایالات متحده آمریکا) انجام شد. داده‌های موشن کپچر در صورت وجود ناپیوستگی به روش اسپلاین مکعبی بازسازی و سپس با فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه دوم با فرکانس قطع ۶ هرتز هموارسازی شدند. از روی داده‌های موقعیتی، فاز کشش حرکت ددلیفت برای هر پنج تکرار در هر ست جدا و تکرارهای سوم و چهارم در هر ست برای تحلیل انتخاب شدند. سرعت خطی در راستای قائم از طریق مشتق‌گیری زمانی از داده‌های جابه‌جایی محاسبه شد. در خصوص داده‌های حسگر اینرسی، ابتدا داده‌های خام شتاب‌سنج با فیلتر پایین‌گذر باتروورث با فرکانس قطع ۲۵ هرتز پردازش شدند. سپس داده‌ها وارد الگوریتم فیوژن مدجویک شده و اوریتیشن محاسبه گردید. بر این اساس، مؤلفه گرانشی از سیگنال شتاب تفکیک و شتاب خالص^۱ استخراج شد. در ادامه، تنها راستای قائم این سیگنال انتخاب گردید. برای کنترل رانش انتگرال‌گیری، سیگنال با استفاده از روش به‌روزرسانی سرعت صفر^۲ سگمنت‌بندی شد؛ به‌گونه‌ای که در ابتدای هر فاز کشش، خطای ناشی از انتگرال‌گیری عددی بازنظیم و صفر شود. نهایتاً، سرعت لحظه‌ای در راستای قائم با روش انتگرال‌گیری دوزنقه‌ای محاسبه شد.

برای تحلیل داده‌ها، میانگین و حداکثر سرعت فاز کشش در هر تکرار استخراج و ثبت گردید. پس از بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون شاپیرو-ویلک، مقایسه بین مقادیر ثبت‌شده توسط دو ابزار و نیز حالت‌های خام و فیلترشده آن‌ها با استفاده از آزمون آنووا با اندازه‌گیری‌های مکرر و اصلاح بونفرونی در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام شد. به‌منظور اعتبارسنجی مقادیر به‌دست‌آمده از حسگر اینرسی در مقایسه با سامانه موشن کپچر به‌عنوان استاندارد طلایی، شاخص‌هایی نظیر میانگین اختلاف بین دو روش، ضریب تغییرات، خطای جذر میانگین مربعات و ضرایب همبستگی پیرسون و درون‌کلاسی محاسبه گردید. همچنین برای بررسی توافق بین دو ابزار و تشخیص وجود سوگیری نسبی^۳ از تحلیل بلاند-آلتمن و رگرسیون اختلاف‌ها بر میانگین مقادیر استفاده شد. در این تحلیل‌ها، همبستگی‌ها بر اساس آستانه‌های از پیش تعیین‌شده شامل ضعیف ($0/40 \geq$)، متوسط تا خوب ($0/40$ تا $0/74$) و عالی ($\geq 0/75$) تفسیر شدند. تمامی پردازش‌ها و تحلیل‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار متلب نسخه R2021b انجام شد.

1. Free acceleration
2. Zero-Velocity Update
3. Proportional bias

نتایج

در این بخش، نتایج حاصل از مقایسه داده‌های استخراج‌شده از حسگر اینرسی و سامانه موشن‌کپچر در محاسبه سرعت میانگین و حداکثر سرعت فاز کشش حرکت ددلیفت ارائه شد. به‌منظور تحلیل حساسیت، مقایسه بین داده‌های خام و فیلترشده دو ابزار (حسگر اینرسی و سامانه موشن‌کپچر) انجام شد که نتایج آن در **جدول ۱** ارائه شده است.

در بررسی سرعت متوسط، اثر اصلی ابزار غیرمعنادار بود و تفاوتی بین مقادیر ثبت‌شده توسط حسگر اینرسی و موشن‌کپچر مشاهده نشد. همچنین، اثر اصلی فیلتر و اثر متقابل ابزار*فیلتر نیز معنادار نشد. این نتایج نشان می‌دهند که پردازش داده‌ها با فیلتر تأثیر چشمگیری در تغییر نتایج داشته و این اثر بسته به نوع ابزار متفاوت بوده است. در بررسی حداکثر سرعت، اثر اصلی ابزار معنادار بود و نشان داد که میانگین داده‌های حسگر اینرسی و موشن‌کپچر در این شاخص اختلاف دارند. همچنین اثر اصلی فیلتر و اثر متقابل ابزار*فیلتر نیز معنادار به دست آمدند. بنابراین، برخلاف سرعت متوسط که اختلاف ابزارها چندان معنادار نبود، در حداکثر سرعت هم تفاوت ابزار و هم اعمال فیلتر نقش معناداری در تغییر نتایج داشتند. نمودار همبستگی و بلانداآلتمن دو ابزار حسگر اینرسی و موشن‌کپچر حین بررسی سرعت متوسط و حداکثر سرعت در حالت‌های داده خام و فیلتر شده دو ابزار در فاز کشش ددلیفت در **شکل ۲** قابل مشاهده است.

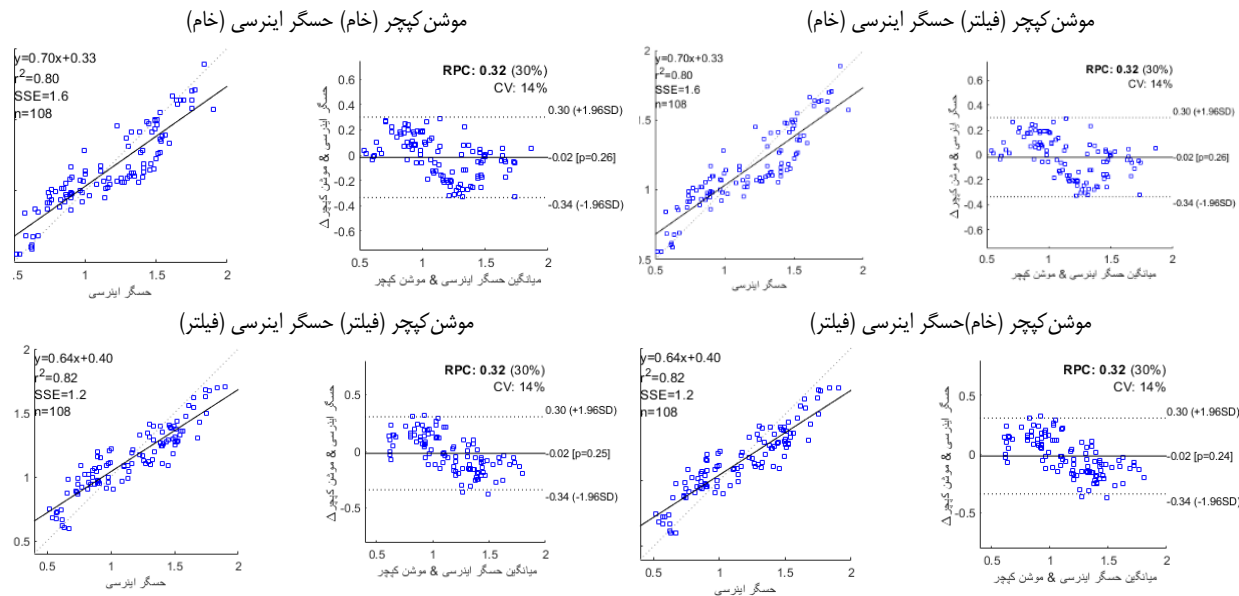
بر اساس نتایج **جدول ۲**، میانگین اختلاف بین دو ابزار در برآورد سرعت متوسط بسیار ناچیز بود (در حدود ± 0.018 متر بر ثانیه) و بازه اطمینان ۹۵٪ بایاس هم در محدوده بسیار کوچک قرار داشت. این امر نشان‌دهنده نزدیکی مقادیر ثبت‌شده توسط حسگر اینرسی و موشن‌کپچر است. حدود توافق (LoA) نیز در بازه قابل‌قبول قرار گرفت و پراکندگی داده‌ها چندان زیاد نبود. ضرایب همبستگی درون‌کلاس (ICC) در تمامی مقایسه‌ها بالا (حدود 0.86 تا 0.87) به‌دست آمد که بیانگر قابلیت اعتماد و ثبات بالای داده‌های حسگر اینرسی در مقایسه با سیستم مرجع است. شاخص‌های دیگر مانند SEM و MDC نیز در محدوده پایین قرار داشتند که مؤید دقت مناسب ابزار است. همچنین مقادیر RMSE حدود 0.16 و ضریب تغییرات (حدود 1.4%) نشان دادند که خطای اندازه‌گیری در سطح قابل‌قبول قرار دارد. در خصوص سرعت اوج، میانگین اختلاف بین دو ابزار بزرگ‌تر از سرعت متوسط که نشان‌دهنده تمایل حسگر اینرسی به برآورد کمتر نسبت به موشن‌کپچر است. با این حال، ضرایب همبستگی ICC همچنان در سطح قابل‌قبول تا خوب گزارش شد (حدود 0.59 تا 0.67). مقادیر SEM و MDC در این شاخص بالاتر از سرعت متوسط بودند و ضریب تغییرات نیز به‌طور قابل‌توجهی افزایش یافت (بیش از 2.2%)، که بیانگر تغییرپذیری بیشتر داده‌ها در حداکثر سرعت است. شاخص RMSE نیز بالاتر از سرعت متوسط بود (حدود 0.47 تا 0.51)، که نشان می‌دهد خطای برآورد در این مؤلفه نسبت به سرعت متوسط بیشتر است.

جدول ۱. میانگین، انحراف استاندارد و مقادیر پی حاصل از آزمون تی زوجی جهت مقایسه‌ی نتایج حاصل از دو ابزار حسگر اینرسی و موشن‌کپچر (استاندارد طلایی) حین محاسبه سرعت متوسط و حداکثر سرعت فاز کشش ددلیفت

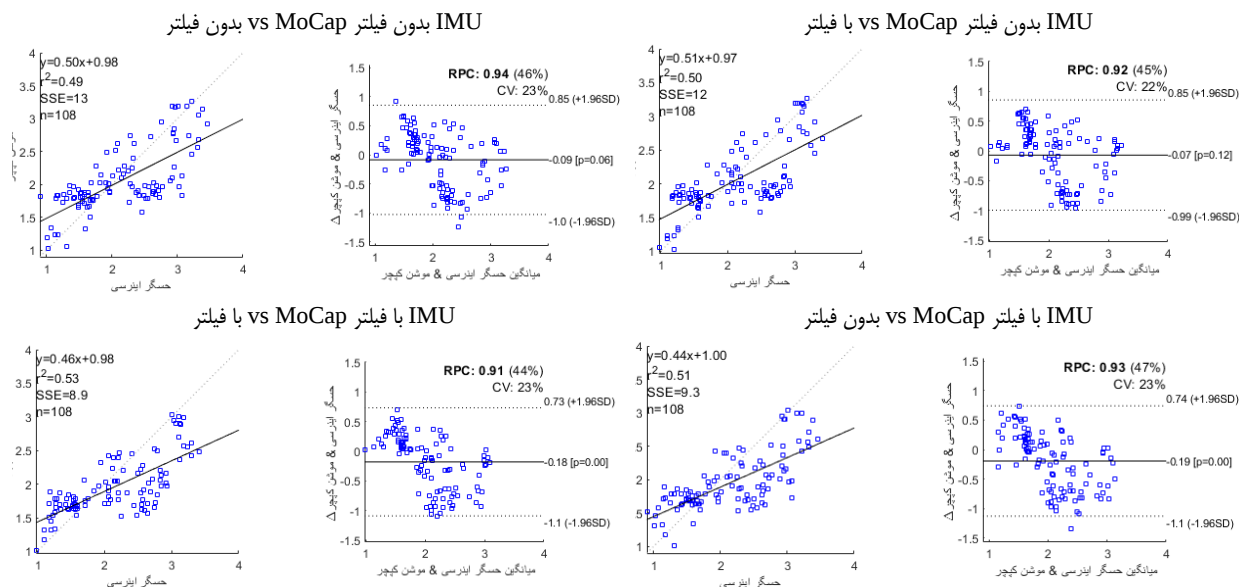
مؤلفه	موشن کپچر		حسگر اینرسی		ابزار		فیلتر		ابزار*فیلتر	
	میانگین (انحراف استاندارد)		میانگین (انحراف استاندارد)		P (effect size)		P (effect size)		P (effect size)	
	قبل فیلتر	بعد فیلتر	قبل فیلتر	بعد فیلتر						
سرعت متوسط	۱/۱۶(۰/۳۵)	۱/۱۶(۰/۳۵)	۱/۱۵(۰/۲۸)	۱/۱۵(۰/۲۵)	۰/۲۲۳(۰/۰۱۴)		۰/۹۳۱(۰/۰۰۰)		۰/۹۷۲(۰/۰۰۰)	
حداکثر سرعت	۲/۱۵(۰/۶۷)	۲/۱۲(۰/۶۶)	۲/۰۶(۰/۴۸)	۱/۹۵(۰/۴۲)	۰/۰۰۳(۰/۰۷۷)		۰/۰۰۱(۰/۲۴۴)		۰/۰۰۱(۰/۱۷۸)	

$p < 0.05^*$

سرعت متوسط



سرعت حداکثر



شکل ۲. نمودار همبستگی و بلانداآلمن دو ابزار حسگر اینرسی و موشن کپچر حین بررسی سرعت متوسط و حداکثر سرعت در حالت‌های داده خام و فیلتر شده دو ابزار در فاز کشش ددلیفت

برای بررسی اینکه آیا تغییرات مقادیر ثبت شده توسط دو ابزار در طول محدوده اندازه‌گیری تحت تأثیر بایاس نسبی قرار دارند، رگرسیون اختلاف‌ها روی میانگین‌ها انجام شد. در این تحلیل، شیب و عرض از مبدأ اختلاف‌ها محاسبه شد و برای هر مقایسه، مقدار p مربوط به شیب تعیین گردید تا معنی‌دار بودن بایاس نسبی مشخص شود. یافته‌ها نشان دادند که در تمامی مقایسه‌ها، شیب رگرسیون اختلاف‌ها روی میانگین‌ها معنی‌دار بود. به این ترتیب، وجود بایاس نسبی بین دو ابزار در هر دو سطح سرعت متوسط و سرعت اوج تأیید شد.

1. Proportional bias

جدول ۲. اعتباریابی دو ابزار حسگر اینرسی و موشن کپچر (استاندارد طلایی) در حالت‌های داده خام و فیلتر شده دو ابزار، حین محاسبه سرعت متوسط و حداکثر

سرعت فاز کشش ددلیفت				
موشن کپچر (فیلتر) حسگر اینرسی(خام)	موشن کپچر (خام) حسگر اینرسی(فیلتر)	موشن کپچر (خام) حسگر اینرسی(خام)	موشن کپچر (فیلتر) حسگر اینرسی(خام)	
سرعت متوسط				
میانگین اختلاف‌ها	۰/۰۱۷۶	۰/۰۱۷۹	۰/۰۱۸۳	۰/۰۱۷۶
SD اختلاف‌ها	۰/۱۶۲۳	۰/۱۶۲۹	۰/۱۶۴۴	۰/۱۶۴۴
بازه اطمینان ۹۵٪ بایاس	[۰/۰۰۶ - ۰/۰۴۱]	[۰/۰۰۶ - ۰/۰۴۲]	[۰/۰۰۶ - ۰/۰۴۳]	[۰/۰۰۶ - ۰/۰۴۳]
حد پایین توافقی (LoA)	-۰/۳۳۶	-۰/۳۰۲	-۰/۳۴۱	-۰/۳۴۱
حد بالای توافقی (LoA)	۰/۳۰۱	۰/۳۳۸	۰/۳۰۴	۰/۳۰۴
بازه اطمینان ۹۵٪ حد پایین	[۰/۳۰۴ - ۰/۳۶۸]	[۰/۲۷۰ - ۰/۳۳۴]	[۰/۳۰۹ - ۰/۳۷۳]	[۰/۳۰۹ - ۰/۳۷۳]
بازه اطمینان ۹۵٪ حد بالا	[۰/۳۳۳ - ۰/۳۶۹]	[۰/۳۷۰ - ۰/۳۰۶]	[۰/۳۳۶ - ۰/۲۷۲]	[۰/۳۳۶ - ۰/۲۷۲]
ICC	۰/۸۷۰۰	۰/۸۶۹۳	۰/۸۵۵۹	۰/۸۵۵۹
SEM	۰/۱۶۲۳	۰/۱۶۲۹	۰/۱۶۴۴	۰/۱۶۴۴
MDC	۰/۴۵۰	۰/۴۵۰	۰/۴۵۵	۰/۴۵۵
ضریب تغییرات	۱۴/۰۵۴۴	۱۴/۱۰۴۸	۱۴/۲۴۵۷	۱۴/۲۴۵۷
RMSE	۰/۱۶۲۵	۰/۱۶۳۱	۰/۱۶۴۷	۰/۱۶۴۷
rpc	۰/۳۱۸۱	۰/۳۱۹۳	۰/۳۲۲۳	۰/۳۲۲۳
سرعت اوج				
میانگین اختلاف‌ها	-۰/۰۷۱۰	-۰/۰۸۷۵	-۰/۱۷۷۹	-۰/۱۷۷۹
SD اختلاف‌ها	۰/۴۷۰۶	۰/۴۷۹۱	۰/۴۶۳۳	۰/۴۶۳۳
بازه اطمینان ۹۵٪ بایاس	[۰/۰۱۷ - ۰/۱۵۹]	[۰/۰۰۲ - ۰/۱۷۷]	[۰/۰۹۲ - ۰/۲۶۴]	[۰/۰۹۲ - ۰/۲۶۴]
حد پایین توافقی (LoA)	-۰/۹۹۳	-۱/۰۲۷	-۱/۰۸۷	-۱/۰۸۷
حد بالای توافقی (LoA)	۰/۸۵۱	۰/۸۵۲	۰/۷۳۱	۰/۷۳۱
بازه اطمینان ۹۵٪ حد پایین	[۰/۸۷۷ - ۱/۱۱۰]	[۰/۹۰۵ - ۱/۱۵۰]	[۰/۹۷۴ - ۱/۲۰۰]	[۰/۹۷۴ - ۱/۲۰۰]
بازه اطمینان ۹۵٪ حد بالا	[۰/۹۶۷ - ۰/۷۳۵]	[۰/۹۷۴ - ۰/۷۳۰]	[۰/۸۴۴ - ۰/۶۱۸]	[۰/۸۴۴ - ۰/۶۱۸]
ICC	۰/۶۶۹۰	۰/۶۵۷۹	۰/۶۱۵۰	۰/۶۱۵۰
SEM	۰/۴۷۰۶	۰/۴۷۹۱	۰/۴۶۳۳	۰/۴۶۳۳
MDC	۱/۳۰۱	۱/۳۲۹	۱/۲۸۳	۱/۲۸۳
ضریب تغییرات	۲۲/۴۸۱۱	۲۲/۷۹۴۷	۲۲/۷۱۱۴	۲۲/۷۱۱۴
RMSE	۰/۴۷۳۸	۰/۴۸۴۸	۰/۴۹۴۳	۰/۴۹۴۳
rpc	۰/۹۲۲۴	۰/۹۳۸۹	۰/۹۰۸۱	۰/۹۰۸۱

بحث

هدف اصلی مطالعه حاضر، بررسی اعتبار و تکرارپذیری یک حسگر اینرسی ارزان قیمت در اندازه‌گیری سرعت فاز کشش حرکت ددلیفت بود. نتایج نشان داد که مقادیر به‌دست‌آمده از حسگر اینرسی در مقایسه با موشن کپچر دارای همبستگی بالا برای سرعت میانگین و همبستگی متوسط برای حداکثر سرعت بودند. این یافته بیانگر آن است که اگرچه دقت حسگر در ثبت حداکثر سرعت نسبت به سرعت میانگین کمتر است، اما همچنان می‌توان مقادیر به‌دست‌آمده را برای برخی کاربردهای عملی معتبر تلقی کرد.

نتایج تحلیل بلاند-آلتمن نیز نشان داد که میانگین اختلاف بین دو ابزار در سرعت متوسط بسیار ناچیز است، درحالی‌که برای سرعت اوج اختلاف بزرگ‌تر بود و حدود توافقی گسترده‌تری به دست آمد. همچنین ضرایب تکرارپذیری (IPC) و خطای استاندارد اندازه‌گیری (SEM) نشان دادند که ابزار در ثبت سرعت متوسط عملکرد باثبات و دقیق‌تری دارد، درحالی‌که در اوج سرعت خطای نسبی افزایش می‌یابد. به‌طور عددی، برای سرعت متوسط میانگین ۱/۱۶ و RMSE حسگر اینرسی ۰/۱۶۴ بود. اگر یک مربی تنها به تغییرات بزرگ‌تر از ۰/۲ حساس باشد، خطای نسبی $\approx 14\%$ ($16/1 \div 14/0$) قابل قبول است، زیرا تغییرات کوچک‌تر از ۰/۲ در محدوده خطای ابزار قرار دارند و در عمل اهمیتی ندارند. به عبارت دیگر، برای تصمیم‌گیری‌های تمرینی که نیاز به دقت بالا در

تغییرات جزئی ندارند، حسگر اینرسی می‌تواند ابزاری نسبتاً مناسب و کاربردی باشد. در مقابل، برای سرعت اوج، میانگین $1/74$ و RMSE حسگر اینرسی $494/$ محاسبه شد. حتی در تغییرات حدود $0/5$ ، خطای نسبی به $\sim 27\%$ می‌رسد. این یافته نشان می‌دهد که برای تصمیم‌گیری‌های حساس مبتنی بر اوج سرعت، اتکا صرف به حسگر کافی نیست و بهتر است از سامانه‌های مرجع مانند موشن‌کپچر (ترجیحاً همراه با فیلترگذاری مناسب) استفاده شود. مقایسه این نتایج با پژوهش‌های پیشین نیز نشان داد که یافته‌های حاضر هم‌راستا با نتایج مک‌گرث^۱ و همکاران است که اعتبار دستگاه‌های مبتنی بر شتاب‌سنج را در حرکت ددلیفت تأیید کرده‌اند (۱۳). همچنین مشابه پژوهش کوورل ایبانهز^۲ و همکاران، میزان همبستگی بالا در ثبت سرعت میانگین نشان‌دهنده پایداری داده‌های به‌دست‌آمده از حسگر اینرسی در شرایط بار متوسط است (۱۹). از سوی دیگر، برخی مطالعات پیشین بیان کرده‌اند که دقت حسگرهای اینرسی در ثبت حداکثر سرعت، به‌ویژه در حرکات با دامنه بالا و شتاب‌های ناگهانی، کاهش می‌یابد (۹، ۱۰، ۱۴). نتایج مطالعه حاضر نیز این موضوع را تأیید می‌کند، به‌طوری‌که در مقایسه با سیستم مرجع، برای متغیر حداکثر سرعت اختلاف نسبی بیشتری مشاهده شد.

مطالعات گذشته بر این نکته تأکید دارند که عواملی مانند نحوه نصب حسگر، نرخ نمونه‌برداری، و فیلترسازی داده‌ها بر دقت خروجی تأثیرگذار هستند (۱۰، ۱۱، ۲۲). در مطالعه حاضر تلاش شد با نصب دقیق حسگر روی میله، نرخ نمونه‌برداری ۱۲۰ هرتز و تحلیل داده‌ها در حالت خام و فیلترشده، شرایط استاندارد فراهم شود. با این حال، همچنان مشاهده شد که نتایج در حالت حداکثر سرعت حساس‌تر به شرایط پردازش داده هستند. نکته مهم دیگر این است که در این پژوهش، از روش تحلیل بلاند-آلتن برای بررسی سطح توافق استفاده شد. نتایج این تحلیل نشان داد که اگرچه میانگین اختلاف بین دو ابزار ناچیز بود، اما حدود توافق در برخی موارد نسبتاً وسیع گزارش شد. همچنین مقادیر بایاس نسبی در بررسی دو مؤلفه سرعت متوسط و سرعت اوج، نشان داد که مقادیر p در تمامی حالت‌ها کمتر از $0/05$ است و باید در تفسیر نتایج و کاربردهای عملی مدنظر قرار گیرد. این یافته مشابه نتایج ستو^۳ و همکاران است که نشان دادند استفاده از حسگرهای ارزان‌قیمت در حرکات قدرتی نیازمند تفسیر دقیق مقادیر است (۱۲).

در مجموع، نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که حسگرهای اینرسی ارزان‌قیمت می‌توانند ابزاری عملی و معتبر برای اندازه‌گیری سرعت میله در حرکات قدرتی مانند ددلیفت باشند، به‌ویژه در محیط‌های خارج از آزمایشگاه که دسترسی به تجهیزات پیشرفته محدود است (۱۷، ۱۸، ۲۰). با این حال، برای ارزیابی حداکثر سرعت یا استفاده از این داده‌ها در تصمیم‌گیری‌های دقیق تمرینی، استفاده از ابزارهای ترکیبی یا تحلیل چندوجهی توصیه می‌شود (۲۱، ۲۳). مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی است از جمله: بررسی تنها یک حرکت (ددلیفت)، استفاده از یک شدت بار ثابت (50% وزن بدن)، نمونه‌گیری محدود به مردان جوان و حجم نمونه کوچک. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده، دقت حسگرهای اینرسی در حرکات ترکیبی دیگر (اسکوات، پرس سینه و ...)، در بارهای مختلف، و همچنین در گروه‌های متنوع‌تر شامل زنان و افراد با سطوح قدرت متفاوت مورد بررسی قرار گیرد.

نتیجه‌گیری نهایی

1. McGrath
2. Courel-Ibáñez
3. Sato

مطالعه حاضر برای نخستین بار به بررسی اعتبار اندازه‌گیری سرعت فاز کشش ددلیفت با استفاده از یک حسگر اینرسی تجاری در مقایسه با سیستم موشن کپچر سه‌بعدی پرداخت. نتایج حاصل از روش بلاند-آلتن، تحلیل همبستگی و سایر شاخص‌های آماری نشان داد که حسگر اینرسی مورد استفاده، در تخمین سرعت متوسط فاز کشش میله هالتر از دقت و اعتبار قابل قبولی برخوردار است. همبستگی بالا با سیستم مرجع و خطای نسبی پایین در سرعت میانگین، نشان‌دهنده‌ی امکان استفاده از این ابزار در محیط‌های تمرینی روزمره و کاربردهای میدانی است. با توجه به مقرون به صرفه بودن، سهولت استفاده، و قابلیت حمل این حسگر، می‌توان از آن به عنوان جایگزینی مناسب و در دسترس برای ابزارهای پیشرفته مانند سیستم موشن کپچر در تمرینات مبتنی بر سرعت بهره گرفت. با این حال، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی از نمونه‌های بزرگ‌تر و انواع مختلف تمرینات مقاومتی استفاده شود و همچنین قابلیت اطمینان حسگر به صورت گسترده‌تری مورد بررسی قرار گیرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

تمامی اصول اخلاقی در این پژوهش رعایت شده است. همه شرکت‌کنندگان با رضایت کامل در مطالعه شرکت کرده‌اند و این اطمینان به آن‌ها داده شده است که تمامی اطلاعات آن‌ها محرمانه باقی بماند.

حامی مالی

در این پژوهش هیچ حمایت مالی از سازمان‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نشده است.

مشارکت نویسندگان

نویسنده در تمامی مراحل طراحی، اجرا و نگارش مشارکت داشته است.

تعارض

هیچ نوع تعارض منافی در این مطالعه وجود ندارد.

Reference

1. Khadempir M, Daneshmandi H, Bigtashkhani R, Saghafi M. Sensors Technology in Sports Biomechanics: Exploring Applications and Advancements. Journal of Sport Biomechanics. 2023;10;9(1):74-89. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.1.74]
2. Mohammad Pour Koli M, Fatahi A. Modern Approaches in Sport Biomechanics: A Review Paper. Journal of Sport Biomechanics. 2024;9(4):284-300. [DOI:10.61186/JSportBiomech.9.4.284]
3. Jovanović M, Flanagan EP. Researched applications of velocity based strength training. Journal of Australian Strength and Conditioning. 2014;22(2):58-69.

4. Sánchez-Medina L, González-Badillo JJ, Pérez CE, Pallarés JG. Velocity- and power-load relationships of the bench pull vs. bench press exercises. *International Journal of Sports Medicine*. 2014;35(3):209-16. [DOI:10.1055/s-0033-1351252] [PMID]
5. Bazuelo-Ruiz B, Padial P, García-Ramos A, Morales-Artacho AJ, Miranda MT, Feriche B. Predicting maximal dynamic strength from the load-velocity relationship in squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2015;29(7):1999-2005. [DOI:10.1519/JSC.0000000000000821] [PMID]
6. Banyard HG, Nosaka K, Haff GG. Reliability and validity of the load-velocity relationship to predict the 1RM back squat. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2017;31(7):1897-904. [DOI:10.1519/JSC.0000000000001657] [PMID]
7. González-Badillo JJ, Yañez-García JM, Mora-Custodio R, Rodríguez-Rosell D. Velocity loss as a variable for monitoring resistance exercise. *International Journal of Sports Medicine*. 2017;38(3):217-25. [DOI:10.1055/s-0042-120324] [PMID]
8. Garnacho-Castano MV, Lopez-Lastra S, Maté-Muñoz JL. Reliability and validity assessment of a linear position transducer. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2015;14(1):128-36.
9. Balsalobre-Fernández C, Kuzdub M, Poveda-Ortiz P, del Campo-Vecino J. Validity and reliability of the PUSH wearable device to measure movement velocity during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2016;30(7):1968-74. [DOI:10.1519/JSC.0000000000001284] [PMID]
10. Clemente FM, Akyildiz Z, Pino-Ortega J, Rico-González M. Validity and reliability of the inertial measurement unit for barbell velocity assessments: A systematic review. *Sensors (Basel)*. 2021;21(7):2511. [DOI:10.3390/s21072511] [PMID]
11. Balsalobre-Fernández C, Marchante D, Baz-Valle E, Alonso-Molero I, Jiménez SL, Muñoz-López M. Analysis of wearable and smartphone-based technologies for the measurement of barbell velocity in different resistance training exercises. *Frontiers in Physiology*. 2017;8:649. [DOI:10.3389/fphys.2017.00649] [PMID]
12. Sato K, Beckham GK, Carroll KM, Bazyler CD, Sha Z. Validity of wireless device measuring velocity of resistance exercises. *Journal of Trainology*. 2015;4(2):15-8. [DOI:10.17338/trainology.4.1_15]
13. McGrath TM, Neville J, Stewart T, Dos'Santos T, Comfort P. The reliability and validity of a portable accelerometer-based device to measure velocity in the deadlift. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2020;34(5):1284-90.
14. Banyard HG, Nosaka K, Sato K, Haff GG. Validity of various methods for determining velocity, force, and power in the back squat. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2017;12(9):1170-6. [DOI:10.1123/ijsp.2016-0627] [PMID]
15. Lambert C, et al. Validity of linear transducer and accelerometer for punch velocity in combat sports. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2018;32(3):675-80. [DOI:10.1519/JSC.0000000000002284] [PMID]
16. Harris DM, Cronin JB, Taylor KL, Hopkins WG. Reliability and validity of a linear position transducer and accelerometer in boxing. *International Journal of Sports Science and Coaching*. 2021;16(2):200-9. [DOI:10.1177/1747954120952574]
17. Espinosa HG, Norton L, Seligman H, Caplan N. Inertial sensors to monitor barbell velocity: Anytime, anywhere? *IEEE Potentials*. 2019;38(1):11-6. [DOI:10.1109/MPOT.2019.2896343]

18. López-Laval I, Rojas-Valverde D, Pino-Ortega J, Gómez-Carmona CD, García-Rubio J. Validity of an inertial device for measuring velocity in resistance exercises. *Gazzetta Medica Italiana - Archivio per le Scienze Mediche*. 2022;181(2):139-45. [DOI:10.23736/S0393-3660.20.04425-3]
19. Courel-Ibáñez J, Martínez-Cava A, Morán-Navarro R, Escribano-Peñas P, Chavarren-Cabrero J, González-Badillo JJ. Reproducibility and repeatability of five different technologies for bar velocity measurement in resistance training. *Annals of Biomedical Engineering*. 2019;47(7):1523-38. [DOI:10.1007/s10439-019-02265-6] [PMID]
20. Abbott JC, Wagle JP, Sato K, Carpenter JW, Sayers AL, Stone MH. Validation of inertial sensor to measure barbell kinematics across a spectrum of loading conditions. *Sports*. 2020;8(6):93. [DOI:10.3390/sports8070093] [PMID]
21. Beckham GK, Layne DK, Kim SB, Liu TC, Morgan KD, Stone MH. Reliability and criterion validity of the Assess2Perform bar sensei. *Sports*. 2019;7(10):230. [DOI:10.3390/sports7110230] [PMID]
22. Lorenzetti S, Lamparter T, Lüthy F. Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats. *BMC Research Notes*. 2017;10(1):707. [DOI:10.1186/s13104-017-3012-z] [PMID]
23. Crewther BT, Kilduff LP, Cunningham DJ, Cook C, Owen N, Yang GZ. Validating two systems for estimating force and power. *International Journal of Sports Medicine*. 2011;32(4):254-8. [DOI:10.1055/s-0030-1270487] [PMID]