Journal of
Sport Biomechanics

Spring 2025. Vol 11. Issue 1

Research Paper

Biceps and Triceps Muscle Activation Under Progressive Loads: A Study on Functional Symmetry of the Upper Limbs

Haider Hashim[1], Saif Ali Mohammed[2], Bashar Mohammed Ali[1],*Safaa A. Ismaeel[1], Mohammed Nasir[1]

1. Collage of Physical Education and Sports Sciences, Diyala University, Iraq.
2. Collage of Physical Education and Sports Sciences, Samarra University, Iraq.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Hashim H, Ismaeel SA, Mohammed Ali B, Mohammed Nasir SA. Biceps and Triceps Muscle Activation Under Progressive Loads: A Study on Functional Symmetry of the Upper Limbs. (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):64-78. https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.64

https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.64

Article Info:

Received: 17 March 2025
Accepted: 12 April 2025
Available Online: 12 April 2025

Keywords:

Closed-chain resistance training; Electromyography; Neuromuscular balance

ABSTRACT

Objective This study aimed to assess the biomechanical aspects of neuromuscular balance in the upper limbs during closed-chain resistance training with progressively increasing loads. Specifically, it investigated how incremental load variations affect the recruitment of agonist and antagonist muscles and examined the biomechanical relationship between load intensity and muscle coordination.

Methods A total of 22 healthy male participants (aged 23–26 years) with resistance training experience were included. The participants performed upper-limb exercises using a multi-gym resistance machine under a closed-chain kinetic setup. The protocol included three sets at 50%, 75%, and 90% of one-repetition maximum (1RM), each set comprising six repetitions with a 60-second rest interval. Electromyographic (EMG) data were collected using a MyoTrace 400 system, with surface electrodes placed on agonist and antagonist muscles following Noraxon placement standards. EMG signals were processed to compute root mean square (RMS) values, normalized to each participant's maximum voluntary isometric contraction (MVIC). Statistical comparisons were performed using paired t-tests and one-way ANOVA (with Bonferroni post-hoc tests), with significance set at $p < 0.05$.

Results EMG activity in both the biceps (agonist) and triceps (antagonist) muscles showed significant increases as the load progressed from 50% to 90% 1RM. At the highest load (90% 1RM), no statistically significant difference was observed between the right and left limb EMG amplitudes, indicating a high degree of bilateral neuromuscular symmetry. These results align with previous biomechanical studies demonstrating that progressive loading enhances motor unit recruitment and influences agonist–antagonist muscle activation patterns.

Conclusion Closed-chain resistance training with incremental loading provides biomechanical evidence of enhanced upper limb muscle recruitment, contributing to improved movement stability, motor control, and neuromuscular balance. These findings highlight the importance of progressive resistance training in both athletic and rehabilitative settings for optimizing performance and reducing injury risk. Future research should further explore the effects of varying rest intervals and repetition schemes on neuromuscular adaptation to refine training guidelines.

* ***Corresponding Author:***
Safaa A. Ismaeel
Address: Collage of Physical Education and Sport Sciences, Diyala University, Diyala, Iraq.
Tel: +96 (477) 08864304
E-mail: sc_safaaismaeel@uodiyala.edu.iq

Extended Abstract

1. Introduction

Neuromuscular balance is a key factor in improving movement efficiency, enhancing athletic performance, and reducing the risk of musculoskeletal injuries. However, it operates alongside other important contributors, such as biomechanical alignment, proprioceptive input, and environmental conditions (1, 2). Proper coordination between agonist and antagonist muscle groups ensures efficient force production by maintaining joint stability and balanced muscular activity (3). Resistance training—particularly when designed with progressive load increases—leads to various neuromuscular adaptations, including enhanced motor unit recruitment, faster firing rates (rate coding), improved proprioceptive function, and better intermuscular coordination (4, 5). These adaptations are essential for optimizing movement patterns and the functional capacity of the neuromuscular system (6).

Progressive resistance training (PRT) is well-established as an effective approach to developing strength and improving neuromuscular coordination, especially in complex, multi-joint movements performed under closed-chain conditions (7). The ability of the central nervous system to adaptively modulate recruitment strategies in response to increasing loads is vital for maintaining symmetry in muscle activation between limbs (8). Nevertheless, the extent to which progressive loading influences bilateral muscle activation remains uncertain. Some studies have observed persistent imbalances between limbs despite following structured resistance training protocols (9). This study investigates the biomechanical effects of progressive resistance training on neuromuscular balance in the upper limbs. By analyzing electromyographic (EMG) activity of agonist and antagonist muscles during closed-chain exercises, the study aims to determine how load progression affects muscle coordination and bilateral symmetry. This research aligns with recent trends in sports biomechanics that emphasize quantitative analysis to enhance understanding of performance mechanisms and optimize training outcomes (10, 11). Addressing this question could yield important insights for both performance enhancement and rehabilitation strategies.

2. Methods

This study included 22 healthy male participants aged 23–26 years, all with prior experience in resistance training. Participants were recruited from local training centers to ensure diversity in training backgrounds. Written informed consent was obtained from all individuals. The study protocol was approved by the Institutional Review Board and conducted in accordance with the Declaration of Helsinki (12). The study assessed neuromuscular balance by measuring bilateral muscle activation during closed-chain resistance exercises performed on a multi-gym machine. Each participant completed 12 sessions over three weeks (four sessions per week), with standardized warm-up, exercise, and cool-down phases. During the main exercise phase, participants performed standing elbow flexion and extension using fixed hand positions. Three intensity levels were tested in each session:

- 50% 1RM (light effort)
- 75% 1RM (moderate effort, based on expert recommendations)
- 90% 1RM (near-maximal, without inducing failure)

Each load level consisted of one set of six repetitions, executed in ascending order (50% → 90%) with 60-second rest intervals to minimize fatigue effects. This progressive structure allowed for observation of activation patterns across load intensities while maintaining safety and consistency. Muscle activity was recorded using a 4-channel surface EMG system (Delsys Trigno, Delsys Inc., USA). Bipolar electrodes were placed on the biceps and triceps brachii of both arms, following Noraxon placement standards (13). The biceps served as the agonist during flexion and the triceps during extension. Electrode placement was standardized by the same experienced researcher using anatomical landmarks. Signals were sampled at 1000 Hz, filtered (20–500 Hz), and processed to compute root mean square (RMS) amplitudes. EMG values were normalized to each participant's maximum voluntary isometric contraction (MVIC), obtained during maximal effort against immovable resistance (13). This normalization enabled meaningful inter-limb and inter-subject comparisons. Fatigue was controlled by monitoring participant form and adherence to rest intervals. All testing conditions (time, equipment, environment) were kept consistent to reduce variability.

Data were analyzed using SPSS v24 (IBM Corp., Armonk, NY). Paired t-tests compared right and left limb activation at each intensity to assess symmetry. One-way repeated-measures ANOVA evaluated differences in EMG amplitudes across load levels. Where significant, Bonferroni-adjusted post-hoc tests identified specific differences. Significance was set at $\alpha = 0.05$. Though no a priori power analysis was conducted, effect sizes (η^2) were calculated to interpret the practical relevance of findings beyond p-values. The data met assumptions for normality and sphericity; Greenhouse-Geisser corrections were applied as needed (15).

3. Results

The progressive loading protocol produced a clear trend of increasing EMG activity in both agonist and antagonist muscles as intensity rose from 50% to 90% 1RM. Table 1 summarizes the peak EMG RMS values (in microvolts, μV) for each muscle group at the three tested intensities. Both the right (dominant) and left (non-dominant) sides exhibited higher EMG amplitudes at 75% 1RM compared to 50% 1RM, and a further slight increase or plateau at 90% 1RM. Notably, the values for the biceps brachii (agonist during flexion) were substantially higher than those for the triceps (antagonist during flexion) at all intensities, reflecting the prime mover versus stabilizer roles. However, by 90% 1RM the bilateral values for each muscle were very close, suggesting an attainment of neuromuscular symmetry at near-maximal effort.

As shown in Table 1, the biceps brachii on both sides increased EMG output markedly from 50% to 75% 1RM (approximately +12% on average), with a smaller increment from 75% to 90% 1RM. The triceps brachii (acting as antagonists during the elbow flexion movement) also showed a rise in EMG as loads increased (approximately +26% from 50% to 75% 1RM), reflecting greater co-activation to stabilize the elbow joint under heavier resistance. By the 90% 1RM load, the difference in EMG between the right and left sides for each muscle was minimal (e.g., ~1 μV for biceps, ~2–3 μV for triceps, well within the SD), indicating nearly symmetric activation levels in the two arms at the highest intensity. This bilateral convergence at 90% 1RM suggests that at near-maximal effort, the neuromuscular system recruits motor units in a balanced manner between limbs.

Statistical analysis confirmed the observed trends. Paired t-tests revealed significant increases ($p < 0.05$) in EMG amplitude for all muscles from 50% to 75% 1RM. The further increases from 75% to 90% 1RM were smaller in magnitude and did not reach statistical significance for some muscles (in particular, the difference between 75% and 90% for biceps was not significant, indicating a plateau). Importantly, comparisons between the right and left sides at each intensity showed no significant differences at 75% or 90% 1RM ($p > 0.05$), corroborating that by moderate to high intensities the bilateral muscle activation was essentially even. At 50% 1RM, there were mild side differences (with the dominant side tending toward slightly higher activation), but these were not statistically significant either. Collectively, these results suggest that training load increments primarily affect the overall level of muscle activation and less so the side-to-side balance, especially at higher loads.

To further analyze the effect of load, a one-way repeated-measures ANOVA was conducted for each muscle. The ANOVA results (Table 2) indicate that load intensity had a significant effect on EMG amplitude for all muscle groups ($p < 0.001$). The effect sizes (η^2) were large for each muscle, ranging from 0.66 to 0.82, underscoring the strong practical impact of load on neuromuscular activation. Post-hoc tests confirmed that 75% 1RM elicited significantly greater EMG than 50% 1RM in all muscles ($p < 0.01$ for each comparison). However, the increase from 75% to 90% 1RM was not significant for some muscles (consistent with the observed plateau). In particular, for both biceps brachii and triceps brachii on each side, the 90% vs 75% comparison yielded $p > 0.05$, suggesting that muscle activation may have approached a ceiling by 75% 1RM under these conditions.

Table 1. EMG peak values (μV ± SD) for agonist and antagonist muscles across different intensity levels (relative to 1RM).

Muscle group	50% 1RM	75% 1RM	90% 1RM
Right Biceps Brachii (Agonist)	1426.7 ± 66.6	1595.7 ± 56.7	1616.5 ± 86.7
Left Biceps Brachii (Agonist)	1416.8 ± 61.7	1595.9 ± 51.8	1615.5 ± 80.4
Right Triceps Brachii (Antagonist)	325.9 ± 44.7	411.9 ± 34.8	420.5 ± 64.3
Left Triceps Brachii (Antagonist)	319.2 ± 40.3	410.2 ± 30.3	418.0 ± 69.2

Table 2. One-way ANOVA results for the effect of load intensity on EMG amplitude for each muscle group, with effect sizes (η^2) and qualitative interpretation.

Muscle group	F-value	p-value	η^2	Effect size interpretation
Right Biceps Brachii (Agonist)	40.52	< 0.001	0.78	Large effect
Left Biceps Brachii (Agonist)	51.80	< 0.001	0.82	Large effect
Right Triceps Brachii (Antagonist)	20.15	< 0.001	0.66	Large effect
Left Triceps Brachii (Antagonist)	26.62	< 0.001	0.71	Large effect

Although p-values indicated strong statistical significance across the board, the η^2 values confirm a substantial practical impact of progressive loading on muscle activation. Interestingly, the lack of significant change from 75% to 90% 1RM in several cases (despite the numerical rise) suggests a plateau in neuromuscular activation as the load nears maximal. This plateau phenomenon, observed for both agonist and antagonist muscles, implies that by ~75% of 1RM many motor units are already recruited and additional load produces diminishing increases in EMG. Consequently, the neuromuscular system may achieve a state of near-full activation slightly before reaching true 1RM, perhaps due to limitations in additional motor unit recruitment or firing rate at that intensity. The results also showed that at the highest intensity, differences between dominant and non-dominant limbs were negligible and not significant, indicating that high-intensity closed-chain exercise can promote balanced bilateral recruitment. The antagonist muscles (triceps) displayed EMG patterns paralleling those of the agonists (biceps), with increasing activation at higher loads though at lower absolute values. This increased antagonist co-activation with heavier loads highlights its role in maintaining joint stability and controlled movement under resistance. Overall, the results support the hypothesis that progressive resistance training enhances neuromuscular coordination and promotes bilateral symmetry in muscle activation as the body adapts to higher loads.

4. Conclusion

This study examined neuromuscular responses in the upper limbs during progressive closed-chain resistance training. The findings showed significant increases in EMG activity in both the agonist (biceps) and antagonist (triceps) muscles as load increased from 50% to 90% 1RM, indicating enhanced motor unit recruitment and neural drive with rising intensity (5, 7). These increases in RMS EMG suggest that the neuromuscular system adapts by activating more motor units and increasing firing rates to meet the demands of heavier resistance, a well-established outcome of strength training (6). The consistent rise in triceps activation, despite its antagonistic role during flexion, reflects the importance of co-contraction for joint stabilization. This pattern supports previous findings indicating that higher intensities improve both intra- and intermuscular coordination, essential for maintaining joint integrity under load (6). Notably, the bilateral EMG values at 90% 1RM were nearly identical, revealing a high degree of neuromuscular symmetry between limbs. This mirrors earlier work on proprioceptive training and bilateral stability in athletic populations (1, 10, 11). A particularly interesting finding was the plateau in EMG increases from 75% to 90% 1RM. Although the load rose, the relative gain in EMG was minimal or statistically insignificant in some muscles. This suggests a ceiling effect, where most fast-twitch motor units have already been recruited, and further neural input results in limited EMG change. This concept aligns with Aagaard's observations regarding saturation of neural drive at near-maximal efforts (5). Antagonist involvement also increased with load, but remained lower in magnitude compared to agonist activity. Nevertheless, this co-activation plays a crucial role in controlling joint motion and decelerating limb movement. Too little antagonist activation could jeopardize joint safety, while excessive activation could reduce net force output. The triceps' balanced EMG rise suggests that participants subconsciously adjusted toward an optimal level of stabilization. This supports proprioceptive feedback models where sensory input regulates muscle activity to maintain joint integrity, especially under high loads or fatigue (2).

From a practical perspective, these findings have strong implications for training and rehabilitation. Progressive closed-chain resistance training not only enhances strength but also encourages symmetrical muscle activation between limbs. For athletes, such training may improve bilateral movement coordination in tasks like barbell lifting or swimming. In clinical settings, progressive loading may help restore neuromuscular symmetry in patients recovering from unilateral injuries, as the body seems to self-regulate activation evenly at high loads—provided the progression is safe and individualized. It is important,

however, to consider inter-individual variability. Training history, muscle fiber composition, neural efficiency, and fatigue tolerance can influence adaptation speed and symmetry outcomes (3, 7). Coaches and therapists should monitor these factors when applying progressive loading strategies. Despite the promising results, some limitations should be acknowledged. The study involved only healthy young males, which limits generalizability to other populations, such as women, older adults, or clinical groups. Future studies should include more diverse samples to examine how demographic factors affect neuromuscular symmetry under load. Additionally, the use of only three intensity levels and a relatively short training protocol leaves room for future exploration. Research could investigate smaller load increments, true 1RM efforts, or EMG responses under fatigue (e.g., sets to failure). It would also be valuable to explore the impact of rest intervals and repetition schemes on symmetry and coordination. This study enhances our understanding of how progressive loading affects neuromuscular activation and symmetry in upper-limb resistance training. Under closed-chain conditions, increasing load from moderate to near-maximal levels significantly boosted EMG activity in both agonist and antagonist muscles. At 90% 1RM, muscle activation between limbs was nearly symmetrical, supporting the use of bilateral, progressively loaded exercises in sports and rehabilitation. Such training enhances motor unit recruitment, joint stability, and coordinated movement patterns. For practitioners, structured load progression offers a valuable strategy to reduce side-to-side imbalances and promote neuromuscular efficiency. In rehabilitation, careful application of these principles can help re-establish symmetry in patients recovering from unilateral impairments.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

The research procedures strictly adhered to the ethical standards established by the institutional and national research committees, as well as international declarations concerning human experimentation. All protocols were implemented in line with the ethical principles for conducting research with human participants.

Funding

This research did not receive any financial support from government, private, or non-profit organizations.

Authors' contributions

Haider Hashim: Conceptualization, methodology design, data collection, and draft preparation; Safaa A. Ismaeel: Supervision, statistical analysis, writing-review and editing; Bashar Mohammed Ali: Literature review, EMG setup, and data interpretation; Saif Ali: Participant coordination, methodological support, and revision; Mohammed Nasir: Final manuscript formatting, referencing, and proofreading.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no conflicts of interest associated with this article.

مقاله پژوهشی

فعال‌سازی عضلات دوسر و سه‌سر بازویی در برابر بارهای پیشرونده: مطالعه‌ای در تقارن عملکردی اندام فوقانی

حیدر هاشم[۱]، سیف‌علی محمد[۲]، بشار محمدعلی[۱]، *صفاء اسماعیل[۱]، محمد نصیر[۱]

۱. دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه دیاله، دیاله، عراق.

۲. دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مستنصریه، بغداد، عراق.

Use your device to scan and read the article online

Citation: Hashim H, Ismaeel SA, Mohammed Ali B, Mohammed Nasir SA. Biceps and Triceps Muscle Activation Under Progressive Loads: A Study on Functional Symmetry of the Upper Limbs. (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics.2025;11(1):64-78. https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.64

https://doi.org/10.61186/JSportBiomech.11.1.64

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۷ اسفند ۱۴۰۳
تاریخ پذیرش: ۲۳ فروردین ۱۴۰۴
تاریخ انتشار: ۲۳ فروردین ۱۴۰۴

کلید واژه‌ها:
تمرین مقاومتی زنجیره بسته، الکترومایوگرافی، تعادل عصبی–عضلانی

چکیده

هدف این مطالعه به بررسی تأثیر بارگذاری تدریجی در تمرینات مقاومتی زنجیره بسته بر تعادل عصبی–عضلانی اندام فوقانی و هماهنگی عضلات آگونیست و آنتاگونیست پرداخت.

روش‌ها در این مطالعه ۲۲ مرد سالم با سابقه تمرین مقاومتی، تمرینات اندام فوقانی را با دستگاه چندکاره و در شرایط زنجیره بسته در سه سطح شدت (۵۰٪، ۷۵٪، ۹۰٪ 1RM) انجام دادند. داده‌های الکترومایوگرافی با استفاده از سیستم MyoTrace 400 جمع‌آوری و پس از نرمال‌سازی نسبت به MVIC تحلیل شد. تحلیل آماری با آزمون t زوجی و ANOVA با سطح معناداری ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌ها فعالیت EMG در هر دو عضله دوسر بازویی (آگونیست) و سه‌سر بازویی (آنتاگونیست) با افزایش شدت بار از ۵۰٪ به ۹۰٪ 1RM به‌طور معناداری افزایش یافت. در شدت بالای بار ۹۰٪ (1RM)، تفاوت معناداری از نظر آماری بین دامنه EMG اندام‌های راست و چپ مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری تمرینات مقاومتی زنجیره بسته همراه با بارگذاری تدریجی، شواهد بیومکانیکی روشنی از بهبود فراخوانی عضلات اندام فوقانی فراهم می‌سازد که این امر موجب افزایش پایداری حرکتی، کنترل بهتر حرکات و تعادل عصبی–عضلانی می‌گردد. این یافته‌ها بر اهمیت تمرینات مقاومتی پیش‌رونده در بهینه‌سازی عملکرد ورزشی و کاربردهای توان‌بخشی تأکید دارند. مطالعات آینده باید تأثیر فاکتورهایی مانند فواصل استراحت و الگوهای تکرار مختلف را بر سازگاری عصبی–عضلانی بررسی کرده و دستورالعمل‌های تمرینی را دقیق‌تر تدوین کنند.

*نویسنده مسئول:
صفاء اسماعیل
آدرس: دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه دیاله، دیاله، عراق.
تلفن: ۰۸۸۶۴۳۰۴ (۴۷۷) ۹۶+
ایمیل: sc_safaaismaeel@uodiyala.edu.iq

مقدمه

تعادل عصبی–عضلانی نقش مهمی در بهبود کارایی حرکتی، ارتقاء عملکرد ورزشی و کاهش خطر آسیب‌های اسکلتی–عضلانی ایفا می‌کند؛ با این حال، این عامل تنها یکی از چندین مؤلفه مؤثر بر کنترل حرکات بدن است که در کنار هماهنگی ساختاری از منظر بیومکانیک، بازخورد حس عمقی و عوامل محیطی قرار می‌گیرد (۱–۳). هماهنگی میان گروه‌های عضلانی آگونیست و آنتاگونیست موجب اعمال نیروی مؤثرتر از طریق حفظ تعادل در فعالیت عضلات و ثبات مفصلی می‌شود (۴, ۵). تمرینات مقاومتی، به‌ویژه زمانی که با ساختار بارگذاری پیشرونده طراحی شده باشند، منجر به انواع سازگاری‌های عصبی–عضلانی می‌شوند؛ از جمله افزایش در فراخوانی واحدهای حرکتی، بهبود در نرخ شلیک واحدهای حرکتی، تقویت حس عمقی، و افزایش هماهنگی بین‌عضلانی (۳, ۵). چنین سازگاری‌هایی برای بهینه‌سازی مکانیک حرکت و عملکرد کلی سامانه عصبی–عضلانی حیاتی هستند (۶).

تمرینات مقاومتی پیشرونده به‌طور گسترده‌ای به‌عنوان روشی مؤثر برای افزایش قدرت و هماهنگی عصبی–عضلانی، به‌ویژه در حرکات چندمفصلی و زنجیره بسته شناخته شده‌اند (۷, ۸). توانایی سیستم عصبی مرکزی در تنظیم پویای راهبردهای فراخوانی عضلات در پاسخ به تغییرات بار برای حفظ تقارن عملکرد عضلات دو طرف بدن ضروری است (۹). با این حال، اینکه بارگذاری تدریجی تا چه میزان می‌تواند بر فعال‌سازی متقارن عضلات دو اندام تأثیر بگذارد، هنوز به‌طور کامل مشخص نیست. برخی مطالعات حتی با وجود استفاده از پروتکل‌های مقاومتی ساختاریافته، همچنان به وجود عدم تعادل‌های جانبی در فعال‌سازی عضلات اشاره دارند (۱۰).

هدف این مطالعه، بررسی اثرات بیومکانیکی تمرین مقاومتی با بارگذاری تدریجی بر تعادل عصبی–عضلانی در اندام فوقانی است. این پژوهش با تحلیل فعالیت الکترومایوگرافی (EMG) عضلات آگونیست و آنتاگونیست در شرایط زنجیره بسته، به دنبال شفاف‌سازی نحوه تأثیر افزایش تدریجی بار بر هماهنگی عضلانی و تقارن عملکردی بین دو اندام است. این رویکرد با جریان کلی تحقیقات بیومکانیک ورزشی در راستای به‌کارگیری تحلیل‌های کمی برای بهبود درک از عملکرد و بهینه‌سازی تمرین‌ها همسو است (۱۰, ۱۱). پرداختن به این موضوع می‌تواند بینش‌های ارزشمندی برای ارتقاء عملکرد ورزشی و طراحی مؤثرتر برنامه‌های توان‌بخشی فراهم سازد.

روش شناسی

شرکت‌کنندگان

در این مطالعه، ۲۲ مرد سالم با دامنه سنی ۲۳ تا ۲۶ سال شرکت داشتند. تمامی شرکت‌کنندگان سابقه قبلی در تمرینات مقاومتی داشتند و از مراکز تمرینی و آمادگی جسمانی مختلف شهر دیاله انتخاب شدند. حجم نمونه برابر با تعداد افراد واجد شرایطی بود که برای انجام این مطالعه میدانی در دسترس بودند و برای طراحی آزمایش درون‌گروهی و تحلیل‌های آماری مناسب در نظر گرفته شد. پیش از شروع مطالعه، رضایت‌نامه کتبی از همه شرکت‌کنندگان اخذ گردید. همچنین پروتکل پژوهش توسط کمیته اخلاق پژوهشی دانشگاه دیاله تصویب شد و تمامی مراحل مطابق با اصول اخلاقی اعلامیه هلسینکی اجرا شدند (۱۲).

طراحی آزمایش

جهت ارزیابی تعادل عصبی–عضلانی، پژوهش به بررسی تقارن در فعال‌سازی عضلات اندام فوقانی در طول تمرینات مقاومتی زنجیره بسته با شرایط بارگذاری تدریجی پرداخت. تمامی تمرینات با استفاده از دستگاه مقاومتی چندکاره انجام شد تا موقعیت بدن در طول آزمایش کنترل‌شده و الگوهای حرکتی یکسان حفظ شود.

پروتکل تمرینی

روال آزمایش شامل ۱۲ جلسه تمرینی طی سه هفته بود (چهار جلسه در هفته). هر جلسه تمرینی از ساختاری استاندارد پیروی می‌کرد:

- **گرم‌کردن (۵ دقیقه):** حرکات کششی پویای سبک و فعالیت‌های کم‌شدت با تمرکز بر اندام فوقانی.
- **تمرین اصلی:** شرکت‌کنندگان در وضعیت ایستاده، حرکات فلکشن و اکستنشن آرنج را به‌صورت تکراری و در شرایط زنجیره بسته (با دست‌های ثابت‌شده بر دسته‌های دستگاه) اجرا کردند. در هر جلسه، سه سطح شدت بار مورد آزمایش قرار گرفت:
  - ۵۰٪ 1RM: تلاش سبک و زیرحداکثری؛
  - ۷۵٪ 1RM: شدت متوسط؛ که حد واسطی بین شدت پایین و نزدیک به حداکثر در نظر گرفته شد. این سطح براساس توصیه متخصصان، برای بررسی تغییرات در الگوی انقباض عضلانی انتخاب شد؛
  - ۹۰٪ 1RM: تلاش زیرحداکثری بالا و نزدیک به حداکثر؛ این شدت به‌گونه‌ای انتخاب شد که بدون ایجاد خستگی شدید، بار نزدیک به حداکثر فراهم شود تا اجرای یکنواخت حرکات حفظ گردد.

برای هر سطح از شدت، یک ست شش‌تکراری انجام شد. ترتیب اجرا از شدت کمتر (۵۰٪) به سمت شدت بالاتر (۹۰٪) بود. بین هر ست ۶۰ ثانیه استراحت در نظر گرفته شد تا از تأثیر خستگی جلوگیری شود.

- **سرد کردن (۵ دقیقه):** حرکات کششی ایستا و فعالیت‌های هوازی سبک برای کمک به بازیابی.

این پروتکل بارگذاری پله‌ای امکان بررسی تغییرات فعال‌سازی عضلات را در یک طیف وسیع از شدت‌ها در طول یک جلسه فراهم نمود. ترتیب تدریجی بارها همچنین خطر آسیب را کاهش داده و سیستم عصبی–عضلانی را برای پذیرش بارهای بیشتر آماده می‌کرد.

ثبت فعالیت الکترومایوگرافی

فعالیت عضلات با استفاده از سیستم سطحی ۴ کاناله EMG (مدل Delsys Trigno، شرکت Delsys، بوستون، آمریکا) ثبت شد. الکترودهای سطحی دوقطبی روی عضلات اصلی آگونیست و آنتاگونیست (عضلات دوسر بازویی و سه‌سر بازویی هر دو بازو) و مطابق با دستورالعمل‌های استاندارد ارائه‌شده توسط پروتکل Noraxon نصب گردیدند (۱۳). در یک حالت، عضله دوسر نقش آگونیست (محرک اصلی) و عضله سه‌سر نقش آنتاگونیست را داشت و در پیکربندی معکوس، نقش‌ها به‌منظور تحلیل فاز برگشتی

حرکت معکوس شد. برای کاهش تفاوت‌های بین‌فردی در نصب الکترود، تمامی نصب‌ها توسط یک پژوهشگر باتجربه انجام شد و با استفاده از نقاط آناتومیکی مشخص تأیید گردید. سیگنال‌های EMG با نرخ ۱۰۰۰ هرتز نمونه‌برداری شدند. سپس سیگنال خام با فیلتر باندگذر (۲۰ تا ۵۰۰ هرتز) پردازش شد تا مقادیر RMS برای هر تکرار محاسبه شود.

برای امکان مقایسه بین آزمودنی‌ها، دامنه EMG به‌صورت درصدی از حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC) نرمال‌سازی شد. مقدار MVIC برای هر عضله به‌عنوان بیشترین دامنه EMG به‌دست‌آمده در هنگام انقباض ایزومتریک علیه مقاومت غیرقابل حرکت تعیین شد (۱۴). این روش نرمال‌سازی موجب شد تا مقادیر EMG گزارش‌شده بازتابی از سطح نسبی فعال‌سازی عضله باشند و امکان مقایسه دقیق‌تری هم بین افراد و هم بین سمت راست و چپ بدن فراهم گردد. در طول جمع‌آوری داده‌ها، خستگی عضلانی به‌دقت کنترل شد. شرکت‌کنندگان به فواصل استراحت استاندارد بین ست‌ها پایبند بودند و در صورت مشاهده نشانه‌های خستگی بیش از حد (لرزش عضله یا ناتوانی در اجرای صحیح حرکات)، اجرای مجدد آزمون پس از بازیابی کامل در دستور کار قرار گرفت. همچنین، شرایط آزمایش (مانند زمان اجرا، تنظیمات دستگاه و محیط آزمایش) در بین تمامی آزمودنی‌ها ثابت نگه داشته شد تا از ورود عوامل مداخله‌گر جلوگیری شود. این پروتکل دقیق، اعتبار و پایایی مقایسه‌های مربوط به فعال‌سازی عضلات آگونیست–آنتاگونیست و تحلیل تقارن دوطرفه را تضمین می‌کرد.

تحلیل آماری

تمامی داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار آماری IBM SPSS نسخه ۲۴ تحلیل شدند. برای مقایسه فعال‌سازی عضلات بین اندام‌های راست و چپ در هر سطح از شدت بار، از آزمون t زوجی استفاده شد تا تقارن دوطرفه ارزیابی گردد. همچنین برای بررسی تفاوت دامنه EMG در سه سطح شدت (۵۰٪، ۷۵٪، ۹۰٪ 1RM) از آنالیز واریانس یک‌طرفه با اندازه‌گیری‌های مکرر (One-way repeated measures ANOVA) استفاده شد. در صورت معناداری نتایج، از آزمون تعقیبی بونفرونی برای تعیین دقیق سطوح متفاوت بهره گرفته شد. سطح معناداری آماری برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. اگرچه به‌دلیل ثابت بودن حجم نمونه، تحلیل توان آماری از پیش انجام نشد، اما اندازه اثر یا (η^2) محاسبه گردید تا اهمیت عملی یافته‌ها فراتر از مقادیر p روشن گردد. نتایج به‌همراه مقادیر p و تفسیر اندازه اثر در جداول گزارش شد. تمامی مراحل تحلیل آماری بر پایه دستورالعمل‌های مطالعات ورزشی با اندازه‌گیری مکرر انجام شده و مفروضات نرمال بودن و کرویت داده‌ها بررسی و در صورت لزوم، اصلاح گرینهاوس–گیسر اعمال گردید. همچنین، در موارد مناسب، از فاصله اطمینان و اندازه اثر برای ارائه تصویری کامل‌تر از نتایج استفاده شد (۱۵).

نتایج

پروتکل تمرینی با بارگذاری تدریجی، روند مشخصی از افزایش فعالیت الکترومایوگرافی را در عضلات آگونیست (دوسر بازویی) و آنتاگونیست (سه‌سر بازویی) با افزایش شدت بار از ۵۰٪ به ۹۰٪ 1RM نشان داد. جدول ۱ مقادیر اوج RMS ثبت‌شده بر حسب میکروولت (μV)، را برای هر گروه عضلانی در سه سطح شدت تمرین خلاصه می‌کند.

همان‌طور که در جدول ۱ نشان داده شده است، فعالیت EMG عضله دوسر بازویی در هر دو سمت بدن از شدت ۵۰٪ به ۷۵٪ 1RM به‌طور چشم‌گیری افزایش یافت (به‌طور میانگین حدود ۱۲٪)، در حالی که افزایش آن از ۷۵٪ به ۹۰٪ 1RM کمتر بود. عضله سه‌سر بازویی (که هنگام فلکشن آرنج به‌عنوان آنتاگونیست عمل می‌کند) نیز با افزایش بار، افزایش در فعالیت EMG را

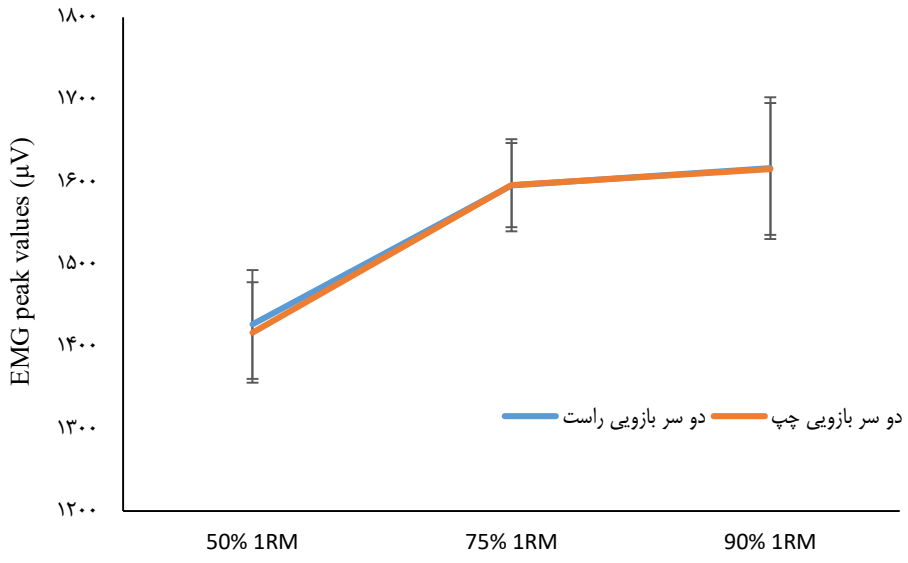
نشان داد (حدود ٪۲۶ از ٪۵۰ به ٪۷۵ 1RM)، که نشان‌دهنده هم‌انقباضی بیشتر برای تثبیت مفصل آرنج در برابر مقاومت‌های بالاتر است.

در شدت ٪۹۰ 1RM ، تفاوت بین دامنه EMG عضلات در سمت راست و چپ بسیار ناچیز بود (مثلاً حدود ۱ میکروولت برای دوسر بازویی و ۲ تا ۳ میکروولت برای سه‌سر بازویی، که در محدوده انحراف معیار قرار داشت)، که نشان‌دهنده سطح تقریباً برابر فعال‌سازی عضلانی در هر دو بازو در بالاترین شدت تمرین بود. این همگرایی دوطرفه در سطح ٪۹۰ 1RM نشان می‌دهد که در تلاش‌های نزدیک به حداکثر، سیستم عصبی–عضلانی واحدهای حرکتی را به‌طور متوازن بین دو اندام فراخوانی می‌کند.

شکل ۱ دامنه EMG عضله دوسر بازویی (آگونیست) در بازوی راست و چپ در شدت‌های ٪۵۰، ٪۷۵ و ٪۹۰ یک تکرار بیشینه 1RM را نشان می‌دهد. عضله دوسر بازویی در هر دو سمت، افزایش قابل‌توجهی در فعال‌سازی از ٪۵۰ به ٪۷۵ 1RM نشان می‌دهد، در حالی که افزایش از ٪۷۵ به ٪۹۰ 1RM خفیف‌تر است. هم‌پوشانی تقریباً کامل منحنی آبی (بازوی راست) و قرمز (بازوی چپ) در سطح ٪۹۰ 1RM ، میزان بالای تقارن دوطرفه در فعال‌سازی عضله آگونیست در بیشترین بار را نشان می‌دهد. در شدت‌های پایین‌تر، اختلافات جزئی بین دو سمت مشاهده می‌شود (به‌طوری‌که بازوی غالب راست میانگین EMG کمی بالاتری در سطوح ٪۵۰ و ٪۷۵ دارد)، اما این تفاوت‌ها از نظر آماری معنادار نیستند و در شدت ٪۹۰ از بین می‌روند.

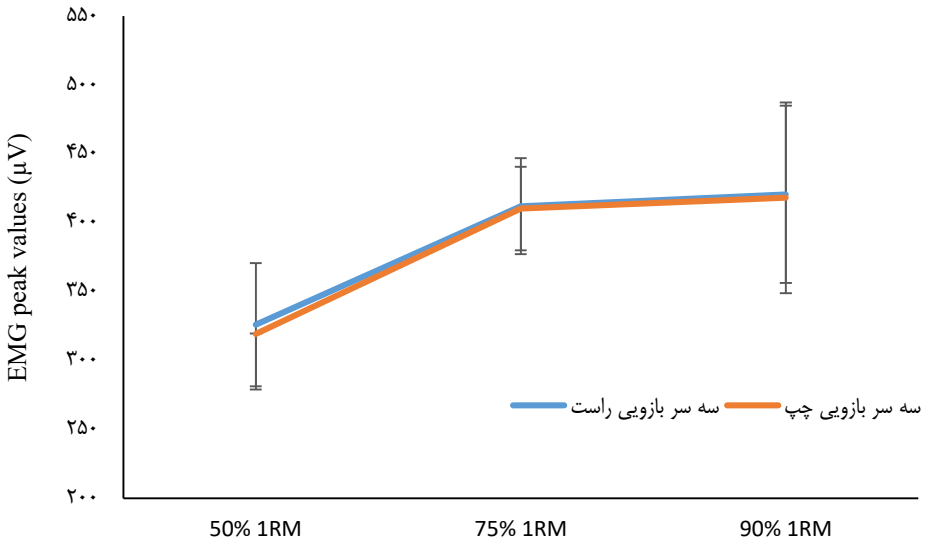
جدول ۱. مقادیر اوج الکتریکی عضلات (μV ± SD) در سطوح مختلف شدت بار تمرینی

گروه عضلانی	٪۵۰ 1RM	٪۷۵ 1RM	٪۹۰ 1RM
دوسر بازویی راست (آگونیست)	۱۴۲۶/۷ ± ۶۶/۶	۱۵۹۵/۷ ± ۵۶/۷	۱۶۱۶/۵ ± ۸۶/۷
دوسر بازویی چپ (آگونیست)	۱۴۱۶/۸ ± ۶۱/۷	۱۵۹۵/۹ ± ۵۱/۸	۱۶۱۵/۵ ± ۸۰/۴
سه سر بازویی راست (آنتاگونیست)	۳۲۵/۹ ± ۴۴/۷	۴۱۱/۹ ± ۳۴/۸	۴۲۰/۵ ± ۶۴/۳
سه سر بازویی چپ (آنتاگونیست)	۳۱۹/۲ ± ۴۰/۳	۴۱۰/۲ ± ۳۰/۳	۴۱۸/۰ ± ۶۹/۲



شکل ۱. دامنه EMG عضله دوسر بازویی (آگونیست) در بازوی راست و چپ در شدت‌های ٪۵۰، ٪۷۵ و ٪۹۰ یک تکرار بیشینه 1RM

شکل ۲ دامنه EMG عضله سه سر بازویی (آگونیست) در بازوی راست و چپ در شدت‌های ٪۵۰، ٪۷۵ و ٪۹۰ یک تکرار بیشینه 1RM را نشان می‌دهد. عضله سه‌سر بازویی که در حرکت فلکشن آرنج عمدتاً نقش تثبیت‌کننده دارد، با افزایش شدت بار، فعالیت EMG بیشتری از خود نشان داد که بیانگر افزایش نیاز به هم‌انقباضی برای حفظ پایداری مفصل است. منحنی‌های فعال‌سازی مربوط به سه‌سر راست (آبی) و چپ (قرمز) در طول سطوح مختلف شدت تقریباً به‌صورت موازی پیش می‌روند و در شدت‌های ٪۷۵ و ٪۹۰ 1RM تقریباً با هم هم‌پوشانی دارند. این الگو نشان می‌دهد که هر دو بازو با افزایش بار، عضله آنتاگونیست را به‌صورت مشابه و فزاینده‌ای فعال می‌کنند که در نهایت به حفظ پایداری مفصل کمک می‌کند. مقادیر مطلق EMG عضله سه‌سر به‌مراتب کمتر از عضله دوسر است، اما با این حال، تقارن دوطرفه در فعال‌سازی این عضله آنتاگونیست، به‌ویژه در شدت‌های بالاتر، کاملاً قابل مشاهده است. تحلیل آماری نیز روندهای مشاهده‌شده را تأیید کرد. آزمون t زوجی افزایش معنادار ($p < ۰/۰۵$) دامنه EMG را در تمامی عضلات از سطح ٪۵۰ به ٪۷۵ 1RM نشان داد. اگرچه از ٪۷۵ به ٪۹۰ نیز افزایش‌هایی مشاهده شد، اما این تغییرات در برخی عضلات از نظر آماری معنادار نبودند (به‌ویژه در عضله دوسر، که تفاوت بین ٪۷۵ و ٪۹۰ معنادار نبود و این امر بیانگر پدیده پلاتو است). نکته مهم دیگر اینکه، مقایسه‌های بین سمت راست و چپ در هر سطح شدت تمرین (٪۷۵ و ٪۹۰) تفاوت معناداری نشان ندادند ($p > ۰/۰۵$)، که این مسئله تأیید می‌کند در شدت‌های متوسط تا بالا، فعال‌سازی عضلات بین دو اندام تقریباً متقارن بوده است. در سطح ٪۵۰ 1RM اختلافات جزئی بین دو سمت مشاهده شد (که در آن، سمت غالب فعالیت کمی بالاتر داشت)، اما این تفاوت‌ها نیز از نظر آماری معنادار نبودند.



شکل ۲. دامنه EMG عضله سه‌سر بازویی (آنتاگونیست) در بازوی راست و چپ در سطوح ٪۵۰، ٪۷۵ و ٪۹۰ از یک تکرار بیشینه 1RM

جدول ۲. نتایج ANOVA برای اثر شدت بار بر دامنه EMG عضلات همراه با اندازه اثر (η^2)

گروه عضلانی	مقدار F	مقدار p	η^2	تفسیر اندازه اثر
دوسر بازویی راست (آگونیست)	۴۰/۵۲	< ۰/۰۰۱	۰/۷۸	اثر زیاد
دوسر بازویی چپ (آگونیست)	۵۱/۸۰	< ۰/۰۰۱	۰/۸۲	اثر زیاد
سه سر بازویی راست (آنتاگونیست)	۲۰/۱۵	< ۰/۰۰۱	۰/۶۶	اثر زیاد
سه سر بازویی چپ (آنتاگونیست)	۲۶/۶۲	< ۰/۰۰۱	۰/۷۱	اثر زیاد

نتایج آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر مطابق جدول ۲ نشان داد که شدت بار اثر معناداری بر دامنه EMG تمامی گروه‌های عضلانی دارد ($p <$ ۰/۰۰۱). اندازه اثرها (η^2) نیز برای همه عضلات بزرگ بود (بین ۰/۶۶ تا ۰/۸۲)، که بیانگر تأثیر عملی قوی بار بر فعال‌سازی عصبی–عضلانی است. آزمون‌های تعقیبی نشان دادند که در تمامی عضلات، سطح ۷۵٪ 1RM به‌طور معناداری دامنه EMG بالاتری نسبت به سطح ۵۰٪ ایجاد می‌کند ($p<$۰/۰۱). اما افزایش از ۷۵٪ به ۹۰٪ برای برخی عضلات معنادار نبود که با پدیده سکون مشاهده‌شده (پلاتو) هم‌راستا است. به‌طور خاص، برای عضله دوسر و سه‌سر بازویی در هر دو سمت، مقایسه ۹۰٪ با ۷۵٪، $p>$ ۰/۰۵ به‌دست آمد که نشان می‌دهد فعال‌سازی عضلانی در شرایط حاضر ممکن است از سطح ۷۵٪ 1RM به سقف نزدیک شده باشد.

با وجود اینکه مقادیر p در تمامی موارد نشان‌دهنده معناداری آماری قوی بودند، اما مقادیر اندازه اثر (η^2) بر وجود تأثیر عملی قابل‌توجه بارگذاری تدریجی بر فعال‌سازی عضلات تأکید دارند. نکته جالب توجه اینکه در برخی موارد، با وجود افزایش عددی EMG، تغییر معناداری بین شدت‌های ۷۵٪ و ۹۰٪ 1RM مشاهده نشد، که این موضوع می‌تواند حاکی از پدیده‌ای به نام «سکون یا پلاتو در فعال‌سازی عصبی–عضلانی» باشد، به‌ویژه هنگامی که بار به مقادیر نزدیک به حداکثر می‌رسد. مشاهده این پلاتو در هر دو گروه عضلانی آگونیست و آنتاگونیست بیانگر آن است که در حدود ۷۵٪ 1RM بخش عمده‌ای از واحدهای حرکتی عضله فعال شده‌اند و افزایش بار بیشتر، تنها منجر به افزایش جزئی یا محدود در دامنه EMG می‌شود. بنابراین، سیستم عصبی–عضلانی ممکن است پیش از رسیدن به حداکثر واقعی 1RM، به حالت تقریباً کامل از نظر فراخوانی عضلانی برسد، احتمالاً به‌دلیل محدودیت در جذب بیشتر واحدهای حرکتی یا افزایش نرخ شلیک آن‌ها در آن سطح از شدت. نتایج همچنین نشان داد که در بالاترین شدت تمرین، تفاوت بین اندام غالب و غیرغالب بسیار اندک و از نظر آماری معنادار نبود ($p>$۰/۰۵)، که این موضوع نشان می‌دهد تمرینات زنجیره بسته با شدت بالا می‌توانند موجب فراخوانی متوازن و متقارن عضلات در دو سمت بدن شوند. الگوهای EMG عضلات آنتاگونیست (سه‌سر بازویی) نیز با روند عضلات آگونیست (دوسر بازویی) همسو بودند و با افزایش بار، دامنه EMG آن‌ها نیز بیشتر شد؛ اگرچه مقدار مطلق آن‌ها کمتر بود. این افزایش هم‌انقباضی در عضلات آنتاگونیست در پاسخ به بارهای سنگین‌تر، نقش مهم آن‌ها در حفظ ثبات مفصلی و کنترل حرکت در برابر مقاومت را برجسته می‌کند.

بحث

هدف اصلی مطالعه حاضر، بررسی پاسخ‌های عصبی–عضلانی اندام فوقانی در طی تمرینات مقاومتی زنجیره بسته با بارگذاری تدریجی بود. یافته‌ها نشان داد که با افزایش شدت بار از ۵۰٪ به ۹۰٪ 1RM، فعالیت الکترومایوگرافی در هر دو گروه عضلانی آگونیست (دوسر بازویی) و آنتاگونیست (سه‌سر بازویی) به‌طور معناداری افزایش می‌یابد. این نتایج بیانگر افزایش تدریجی در فراخوانی واحدهای حرکتی و هدایت عصبی به عضلات در پاسخ به بار بالاتر است، که با ادبیات علمی پیشین درباره سازگاری‌های عصبی ناشی از تمرینات مقاومتی همخوانی دارد (۳, ۷). افزایش مقادیر RMS در عضلات دوسر و سه‌سر بازویی در سطوح مختلف شدت بار می‌تواند حاکی از سازگاری‌های بیومکانیکی در راهبردهای فعال‌سازی عضلات باشد؛ به‌ویژه در پاسخ به نیاز برای تثبیت بیشتر مفاصل تحت بار سنگین. روندی مشابه در مطالعه ساچومل و همکاران گزارش شده است که نشان دادند تمرین مقاومتی می‌تواند به بهبود هماهنگی درون‌عضلانی و بین‌عضلانی منجر شود (۶). علاوه‌بر این، مشاهده تقارن تقریباً کامل در فعالیت EMG بین دو اندام در شدت ۹۰٪ 1RM ممکن است نشان‌دهنده نقش مؤثر تمرینات با شدت بالا در ایجاد تعادل عصبی–عضلانی دوطرفه باشد. این ویژگی در مطالعات پیشین از جمله پژوهش لفپارت و همکاران نیز مورد توجه قرار گرفته است که بر اهمیت تمرینات حس

عمقی در ارتقاء ثبات مفصلی تأکید داشته‌اند (۱, ۱۰). از سوی دیگر، پدیده ثبات نسبی در افزایش EMG بین سطوح ٪۷۵ و ٪۹۰ 1RM می‌تواند به‌معنای رسیدن به سقف فراخوانی عصبی باشد. این پدیده ممکن است به دلیل محدودیت در فراخوانی بیشتر واحدهای حرکتی تندانقباض یا اشباع فرکانس‌های شلیک عصبی در شدت‌های نزدیک به حداکثر رخ دهد. آگارد نیز در مطالعات خود به چنین اشباعی در محرک عصبی تحت شرایط مقاومت بالا اشاره کرده است (۳). افزایش فعالیت عضلات آنتاگونیست با افزایش بار نیز اهمیت دارد؛ چرا که این عضلات با ایجاد هم‌انقباضی به حفظ پایداری مفصل و کنترل حرکت در شرایط بار سنگین کمک می‌کنند. این هم‌انقباضی برای جلوگیری از حرکات ناخواسته یا سرعت بیش از حد مفصل حیاتی است و در چارچوب نظریه‌های کنترل حرکتی مبتنی بر حس عمقی، همانند آنچه در پژوهش باومایستر و همکاران مطرح شده، معنا می‌یابد (۲).

از منظر کاربردی، این یافته‌ها به‌وضوح از استفاده تمرینات مقاومتی زنجیره بسته با بارگذاری تدریجی در برنامه‌های تقویت عضلانی و توان‌بخشی حمایت می‌کنند. ورزشکاران می‌توانند از طریق این تمرینات به بهبود تقارن نیروی تولیدی بین اندام‌ها و افزایش پایداری مفصلی دست یابند. همچنین در شرایط توان‌بخشی، به‌ویژه برای بیمارانی که در حال بازیابی عملکرد اندام آسیب‌دیده هستند، می‌توان از این نوع تمرینات برای بازگرداندن تقارن عصبی–عضلانی استفاده کرد. البته باید توجه داشت که تفاوت‌های فردی مانند سابقه تمرینی، ترکیب تارهای عضلانی، کارایی عصبی–عضلانی و میزان تحمل به خستگی می‌تواند بر نحوه سازگاری با بار تأثیر بگذارد (۴, ۷). لذا پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده، افراد بر اساس این متغیرها دسته‌بندی شده و تحلیل دقیق‌تری از الگوهای پاسخ عضلانی ارائه شود.

از محدودیت‌های مطالعه حاضر می‌توان به نمونه محدود شرکت‌کنندگان (مردان جوان) اشاره کرد که تعمیم‌پذیری نتایج را محدود می‌سازد. همچنین بررسی تنها سه سطح از شدت بار و نبود تحلیل در شرایط خستگی نیز از جمله محدودیت‌ها محسوب می‌شوند. پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی، بررسی طیف وسیع‌تری از شدت‌ها (از زیرحداکثری تا حداکثری) و رفتار EMG در شرایط خستگی (مانند انجام ست‌های تا حد ناتوانی) در دستور کار قرار گیرد.

نتیجه‌گیری نهایی

مطالعه حاضر به درک بهتر سازوکارهای بیومکانیکی ناشی از تمرینات مقاومتی با بارگذاری تدریجی و تأثیر آن بر فعال‌سازی عصبی–عضلانی و تقارن دوطرفه در اندام فوقانی کمک کرد. تحت شرایط زنجیره بسته، افزایش شدت تمرین از ٪۵۰ به ٪۹۰ 1RM موجب افزایش معنادار فعالیت عضلات آگونیست و آنتاگونیست شد. در بالاترین سطح شدت، تفاوتی از نظر آماری بین فعالیت عضلات دو سمت بدن مشاهده نشد که نشان‌دهنده تقارن بالای عملکردی در بارهای نزدیک به حداکثر بود. این نتایج به‌وضوح از نقش مثبت تمرینات مقاومتی تدریجی در افزایش فراخوانی واحدهای حرکتی و بهبود هماهنگی عضلانی حمایت می‌کنند. از منظر کاربردی، یافته‌ها نشان می‌دهند که استفاده از تمرینات مقاومتی زنجیره بسته با بارهای افزایشی، می‌تواند به بهبود پایداری حرکتی، کنترل بهتر عضلات و کاهش خطر آسیب منجر شود. در برنامه‌های توان‌بخشی، این نوع تمرینات می‌توانند ابزاری مفید برای بازیابی تقارن عملکردی بین اندام‌ها پس از آسیب باشند. در عین حال، مربیان ورزشی نیز می‌توانند از این رویکرد برای بهبود عملکرد دوطرفه در ورزشکاران استفاده کنند؛ به‌ویژه در رشته‌هایی که به هماهنگی دو اندام فوقانی نیاز دارند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

پیش از آغاز پژوهش، از تمامی شرکت‌کنندگان رضایت‌نامه آگاهانه کتبی اخذ شد. پروتکل پژوهش توسط کمیته اخلاق دانشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه دیاله مورد تأیید قرار گرفت و تمامی مراحل مطالعه مطابق با اصول اخلاقی بیانیه هلسینکی و اصلاحات بعدی آن اجرا گردید (۱۲). شرکت‌کنندگان از حق انصراف در هر مرحله از مطالعه برخوردار بودند و تمامی اطلاعات شخصی آن‌ها محرمانه باقی ماند. هیچ‌گونه آسیبی به شرکت‌کنندگان وارد نشد و تمامی تمرینات تحت نظارت مربی متخصص انجام شد.

حامی مالی

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

مشارکت نویسندگان

حیدر هاشم: ایده‌پردازی، طراحی روش تحقیق، جمع‌آوری داده‌ها و نگارش پیش‌نویس مقاله؛ صفاء اسماعیل: نظارت علمی، تحلیل آماری، بازبینی و ویرایش نگارش؛ بشار محمد علی: مرور منابع، راه‌اندازی سیستم EMG، و تفسیر داده‌ها؛ سیف علی: هماهنگی با شرکت‌کنندگان، پشتیبانی روش‌شناسی و بازبینی؛ محمد ناصر: قالب‌بندی نهایی مقاله، تنظیم منابع و ویرایش نهایی.

تعارض

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

Reference

1. Lephart SM, Pincivero DM, Giraido JL, Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. The American journal of sports medicine. 1997;25(1):130-137. [DOI:10.1177/036354659702500126] [PMID]

2. Baumeister J, Reinecke K, Liesen H, Weiss M. Cortical activity of skilled performance in a complex sports related motor task. European journal of applied physiology. 2008;104:625-631. [DOI:10.1007/s00421-008-0811-x] [PMID]

3. Aagaard P. Training-induced changes in neural function. Exercise and sport sciences reviews. 2003;31(2):61-67. [DOI:10.1097/00003677-200304000-00002] [PMID]

4. Folland JP, Williams AG. Morphological and neurological contributions to increased strength. Sports medicine. 2007;37:145-168. [DOI:10.2165/00007256-200737020-00004] [PMID]

5. Enoka RM, Duchateau J. Rate coding and the control of muscle force. Cold Spring Harbor perspectives in medicine. 2017;7(10):a029702. [DOI:10.1101/cshperspect.a029702] [PMID]

6. Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The importance of muscular strength in athletic performance. Sports medicine. 2016;46:1419-1449. [DOI:10.1007/s40279-016-0486-0] [PMID]

7. Škarabot J, Brownstein CG, Casolo A, Del Vecchio A, Ansdell P. The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. European Journal of Applied Physiology. 2021;121:675-685. [DOI:10.1007/s00421-020-04567-3] [PMID]

8. Prentice WE. Open vs Closed Kinetic Chain Exercise in Rehabilitation. Rehabilitation Techniques for Sports Medicine and Athletic Training: Routledge. 2024;305-328. [DOI:10.4324/9781003526308-15]

9. Merletti R, Parker PJ. Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications: John Wiley & Sons; 2004. [DOI:10.1002/0471678384]

10. Hamid JAK, Salama OA-I, Sadiq AJ, Jasim TA, Ismaeel SA. Three-Dimensional Quantitative Analysis of Kinematic Variables in Discus Throwing Performance. Journal of Sport Biomechanics. 2025;10(4):310-322. [DOI:10.61186/JSportBiomech.10.4.310]

11. Ismaeel SA. Comparing the Anthropometric Characteristics and Physical Fitness of the School-Students with High and Low Levels of Physical Activity. interventions. 2024;18:20.

12. Bibbins-Domingo K, Brubaker L, Curfman G. The 2024 revision to the Declaration of Helsinki: modern ethics for medical research. JAMA. 2025;333(1):30-31. [DOI:10.1001/jama.2024.22530] [PMID]

13. Konrad P. The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1(2005):30-35.

14. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. Journal of applied physiology. 2004;96(4):1486-1495. [DOI:10.1152/japplphysiol.01070.2003] [PMID]

15. Field A. Discovering statistics using IBM SPSS statistics: Sage publications limited; 2024.