Research in Sport Management and Motor Behavior, Volume 15 - Issue 29 / 2025

KHARAZMI UNIVERSITY

Research in Sport Management and Motor Behavior

Print ISSN: 2252-0716 - Online ISSN: 2716-9855

The Simultaneous Changes In EMG Patterns And Motor Function During Learning Dart Throwing Skill In Dominant And Non-Dominant Hand

Yaser Khanjari [1] Elaheh Arab Ameri*[2] Mehdi Shahbazi [3] Shahzad Tahmasebi Borujeni [4] Fariba Bahrami [5]

1. Assistant Professor, Department of Physical Education, Khajeh Nasiruddin Toosi University.
2. Professor, Department of Motor Behavior and Sport Psychology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran.
3. Professor, Department of Motor Behavior and Sport Psychology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran.
4. Professor, Department of Motor Behavior and Sport Psychology, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran.
5. Associate Professor, Department of Control, Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tehran.

corresponding author: Elaheh Arab Ameri, eameri@ut.ac.ir

ARTICLE INFO

Article type
Research Article

Article history
Received: 2024/05/18
Revised: 2024/10/24
Accepted: 2025/02/17

KEYWORDS:
Electromyography, Muscle Synergy, Acquisition, Retention, Bilateral Transfer.

How to Cite:
Yaser Khanjari, Elaheh Arab Ameri, Mehdi Shahbazi, Shahzad Tahmasebi Borujeni, Fariba Bahrami. **The Simultaneous Changes In EMG Patterns And Motor Function During Learning Dart Throwing Skill In Dominant And Non-Dominant Hand,** *Research in Sport Management & Motor Behavior, 2025: 15(29): 39-63*

ABSTRACT

Aim: Although much research has been conducted on the concept of motor learning at the performance level, this concept has not been investigated at the level of EMG patterns and the comparison of these patterns in the dominant and non-dominant hand. The aim of this study was to investigate simultaneous changes in EMG pattern during learning dart skill in dominant and non-dominant hands.

Method: The participants of the present study consisted of 10 non-athlete students with a mean age of 23 ± 2.5 years who were randomly selected from the student community of the University of Tehran and divided into two groups of dominant hand (5) and non-dominant hand (5). Repeated measures ANOVA were used to measure data at the dart throwing performance and changes in EMG activity.

Results: The results showed a significant decrease in the absolute error of dart throwing at the performance level and an increase in EMG activity at the muscle level along with a decrease in muscle co-contraction in the acquisition and retention stages in both groups. Also, there was no significant difference between EMG activity in the dominant and non-dominant hand groups after skill acquisition.

Conclusion: Generally, the results of this study showed that along with relatively constant changes in performance during dart skill learning, relatively constant changes in EMG patterns also occur, so that the concept of motor learning is also observed at the muscle level. Also, the results of this study supported the existence of the same motor program for dominant and non-dominant hand control, even in the conditions of bilateral transfer control.

Published by *Kharazmi University, Tehran, Iran*. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under the CC BY-NC license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

پژوهش در مدیریت ورزشی و رفتار حرکتی

دانشگاه خوارزمی

تغییرات هم‌زمان الگوهای EMG و عملکرد حرکتی طی یادگیری مهارت پرتاب دارت در دست برتر و غیر برتر

یاسر خنجری[۱] الهه عرب‌عامری[۲*] مهدی شهبازی[۳] شهزاد طهماسبی بروجنی[٤] فریبا بهرامی[٥]

۱. استادیار گروه تربیت بدنی دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی.
۲. استاد گروه رفتار حرکتی و روانشناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران .
۳. استاد گروه رفتار حرکتی و روانشناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.
٤. استاد گروه رفتار حرکتی و روانشناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.
٥. دانشیار گروه کنترل دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر دانشگاه تهران.

نویسنده مسئول: الهه عرب‌عامری eameri@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله:

نوع مقاله: علمی–پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۳/۰۲/۲۹
ویرایش: ۱۴۰۳/۰۸/۰۳
پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۲۹

واژه های کلیدی:
الکترومایوگرافی - هم‌کوشی عضلانی - اکتساب - یادداری - انتقال دوسویه

ارجاع:
یاسر خنجری، الهه عرب عامری، مهدی شهبازی، شهزاد طهماسبی بروجنی، فریبا بهرامی. **تغییرات هم‌زمان الگو های EMG و عملکرد حرکتی طی یادگیری مهارت پرتاب دارت در دست برتر و غیر برتر.** *پژوهش در مدیریت ورزشی و رفتار حرکتی*، ۱۴۰٤؛ ۱۵(۲۹):۳۹-۶۳

چکیده

مقدمه و هدف: اگرچه در زمینه مفهوم یادگیری حرکتی در سطح اجرا تحقیقات زیادی انجام شده است، بااین‌حال این مفهوم در سطح الگوهای EMG و مقایسه این الگوها در دست برتر و غیر برتر کمتر بررسی نشده است. هدف از این مطالعه، بررسی تغییرات الگوی EMG طی یادگیری مهارت دارت در دست برتر و غیر برتر بود .

روش: نمونه‌های پژوهش حاضر را ۱۰ نفر از دانشجویان غیر ورزشکار با میانگین سنی ۲/۵±۲۳ تشکیل دادند که به طور تصادفی از جامعه دانشجویان دانشگاه تهران انتخاب و به دو گروه دست برتر(۵ نفر) و دست غیربرتر(۵ نفر) تقسیم شدند. به منظور اندازه گیری عملکرد پرتاب دارت و تغییرات فعالیت EMG از آنالیز واریانس با اندازه های تکراری استفاده شد .

یافته‌ها: نتایج در سطح اجرا کاهش معنی‌دار خطای مطلق پرتاب دارت و در سطح عضلات افزایش فعالیت EMGبه همراه کاهش هم انقباضی عضلات را در مراحل اکتساب و یادداری در هر دو گروه نشان داد. همچنین، بین فعالیت EMG در گروه دست برتر و غیر برتر پس از اکتساب مهارت تفاوت معنی‌دار وجود نداشت .

نتیجه‌گیری: به‌طورکلی، نتایج این تحقیق نشان داد که هم‌زمان با تغییرات نسبتاً ثابت اجرا طی یادگیری مهارت دارت، تغییرات نسبتاً ثابتی در الگوهای EMG نیز به وجود می‌آید، به‌طوری‌که مفهوم یادگیری حرکتی در سطح عضلات نیز قابل‌مشاهده است. همچنین، نتایج این تحقیق از وجود یک برنامه حرکتی یکسان برای کنترل دست برتر و غیر برتر حتی در شرایط کنترل انتقال دوسویه حمایت کرد.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

Extended Abstract

Motor learning refers to relatively permanent improvements in performance due to practice and experience. While prior studies have separately examined changes in EMG patterns or motor performance during skill acquisition, their simultaneous evolution remains underexplored. Conflicting findings exist regarding EMG changes: some report decreased amplitude and co-contraction with practice (4, 5), others show increased activity (6, 7), and some find no changes (8, 9). Recent work by Brockner et al. (2018) highlights the role of qualitative EMG parameters (e.g., muscle timing) in skill acquisition (2), yet the relationship between EMG dynamics and motor learning remains unclear.

Hand dominance further complicates this interplay. While kinematic and EMG differences between hands are reported in sports like cricket (14) and handball (15), studies on dart throwing suggest similar EMG patterns despite performance disparities (16, 17). Bilateral transfer—where training one hand benefits the other—adds complexity, as it implies shared neural control (18, 19). This study addressed these gaps by:

1. Analyzing simultaneous EMG and motor performance changes during dart-throwing skill acquisition.
2. Testing whether EMG patterns differ between dominant and non-dominant hands under controlled bilateral transfer conditions.
3. Evaluating theoretical frameworks like the callosal model (20) and motor equivalence (21, 22).

Methods

Participants and Design

Ten right-handed university students (23 ± 2.5 years) with no prior dart-throwing experience were divided into dominant (n=5) and non-dominant (n=5) hand groups. Exclusion criteria included neuromuscular disorders or visual impairments.

Apparatus and Protocol

EMG: Wireless EMG (Myon system) recorded activity from *biceps brachii*, *triceps brachii*, and *deltoid* muscles (sampling rate: 2000 Hz).

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

Task: A standard dartboard (1.73 m height, 2.37 m distance) was used. Performance was measured via absolute error (distance from bullseye).

Training: Participants completed 4 weeks of practice (3 sessions/week, 45 throws/session), progressing from simple to complex tasks (e.g., hitting smaller targets).

Data Analysis

Motor Performance: Absolute error was analyzed via repeated-measures ANOVA (SPSS v18).

Table 1: Mean Absolute Error (AE) and Constant Error (CE) Across Pre-Test, Acquisition, and Retention Phases

Phase	Group	Mean AE	Mean CE	SD	N
Pre-Test	Dominant Hand	5.38	3.34	0.89	5
Pre-Test	Non-Dominant Hand	6.02	4.41	0.66	5
Acquisition	Dominant Hand	3.82	1.11	0.57	5
Acquisition	Non-Dominant Hand	3.62	-2.08	0.34	5
Retention	Dominant Hand	3.44	1.72	0.33	5
Retention	Non-Dominant Hand	3.56	1.88	0.48	5

EMG: Muscle energy (0–1 normalized) was calculated in MATLAB within a 1-second window centered on the triceps peak activation.

Results

Motor Performance

Significant reduction in absolute error across pre-test (5.38 ± 0.89), acquisition (3.82 ± 0.57), and retention (3.44 ± 0.33) phases ($p < 0.05$).

No significant differences between dominant and non-dominant hands ($p = 0.329$).

Table 2: Pairwise Comparisons of Absolute Error Across Phases

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

Phase 1	Phase 2	Mean Difference	SE	p-value
Pre-Test	Acquisition	1.98*	0.345	0.002
Pre-Test	Retention	2.20*	0.315	<0.001
Acquisition	Pre-Test	-1.98*	0.354	0.002
Acquisition	Retention	0.22	0.101	0.185
Retention	Pre-Test	-2.20*	0.315	<0.001
Retention	Acquisition	-0.22	0.101	0.185

Significant at α = 0.05

EMG Patterns

Amplitude: Increased EMG amplitude in all muscles (biceps, triceps, deltoid) during acquisition and retention ($p < 0.05$). **Co-Contraction:** Reduced overlap between biceps and triceps activity post-training. **Inter-Hand Comparison:** No significant differences in EMG patterns between dominant and non-dominant hands ($p > 0.05$), despite slight timing delays in the non-dominant group.

Table 3: Composite ANOVA Results for Biceps, Triceps, and Deltoid Muscles

Muscle	Effect	F-value	Mean Square	df	η^2p	p-value
Biceps Brachii	Within-Group	7.359	2.023	1.092	0.479	0.023
Biceps Brachii	Interaction	0.072	0.020	1.092	0.009	0.817
Biceps Brachii	Between-Group	0.001	3.062	1	0.000	0.975
Triceps Brachii	Within-Group	10.87	1.065	2	0.576	0.001
Triceps Brachii	Interaction	0.972	0.095	2	0.108	0.400
Triceps Brachii	Between-Group	0.012	0.001	1	0.002	0.910
Deltoid	Within-Group	17.89	1.477	2	0.691	<0.001
Deltoid	Interaction	0.355	0.029	2	0.042	0.700
Deltoid	Between-Group	0.274	0.010	1	0.033	0.610

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

Discussion

The observed increase in EMG amplitude and reduced co-contraction align with Bernstein's theory (31), where the nervous system initially "freezes" degrees of freedom (via co-contraction) and gradually optimizes muscle coordination. This reflects improved spatiotemporal force control, critical for dart-throwing accuracy. Also, about Hand Dominance and Motor Equivalence can said the lack of EMG differences between hands supports the *generalized motor program* hypothesis (22), where a single neural blueprint governs both limbs, adjusted via parameterization (e.g., force, timing). This aligns with Waterhouse et al. (2014) and Kotz et al. (2019), who reported similar EMG patterns despite kinematic differences (16, 17).

Theoretical Implications

Callosal Model: Shared interhemispheric control via the corpus callosum (20) may explain bilateral similarities.

Motor Equivalence: Results support the idea of "motor equivalence," where task goals override biomechanical differences (21).

Contradictions and Limitations

Discrepancies with studies reporting inter-hand differences (14, 15) may stem from task-specific demands (e.g., maximal force in cricket vs. precision in darts). This study's focus on gross muscles (e.g., deltoid) also overlooks finer digit control, a limitation for future research.

Conclusion

The results of this study showed that as the skill progresses, some EMG parameters (such as the amplitude and timing of muscle activity) also change, so that the EMG activity pattern of the early stages of training is different from the acquisition and retention stages. These changes may be related to the spatiotemporal adaptations of muscle activity during skill learning. It seems that training simultaneously causes relatively stable changes in performance and EMG patterns, so that the concept of motor learning at the muscle level can also be inferred. Also, another result of this study showed that there is no significant difference between the EMG patterns of the dominant and non-dominant hands

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

in the condition of bilateral transfer control. These results support the concept of motor equivalence and Schmidt's generalized motor program theory even in the condition of bilateral transfer control. However, in this study, only the changes in the electrical activity of large muscles during dart skill learning were investigated, which can be considered a limitation of this study, given the important role of fine muscles such as fingers in the performance of this skill. Finally, given that the results of this study can be the beginning of the investigation of motor learning at the muscle level, it is suggested that further research in this field be conducted by examining other muscles or in other sports such as basketball shooting. It is also suggested that the similarity or dissimilarity of EMG patterns in the dominant and non-dominant hands be investigated in other sports that require more muscle strength.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

مقدمه

یادگیری حرکتی به تغییرات نسبتا پایدار عملکرد گفته می شود که در ارتباط با تمرین و تجربه است. در این فرایند درونی میزان توانایی فرد برای ایجاد یک مهارت حرکتی مشخص می‌شود(۱). به عنوان مثال، در فرایند یادگیری یک مهارت حرکتی ممکن است خطای حرکت و یا مدت زمان اجرای آن کاهش یابد. این بهبود مهارت مربوط به تغییرات تدریجی دامنه و زمانبندی نیروی تولید شده عضلات درگیر در اجرای تکلیف ماهر شده است که می‌توان آن را بوسیله الکترومایوگرافی[1] (EMG) نمایش داد(۲). تغییر الگوهای EMG طی تمرین یکی از ابعاد مهم یادگیری حرکتی است که نحوه این تغییرات کمتر بررسی شده است(۳) . در ارتباط با اثرات تمرین بروی الگوهای فعالیت EMG تحقیقاتی انجام شده است که نتایج ضد و نقیضی گزارش شده است. در حالی که برخی تحقیقات با ادامه تمرین کاهش فعالیت پارامترهای EMG (از قبیل دامنه، زمان و هم انقباضی عضلات موافق و مخالف) را در تکالیفی که فلکشن و اکستنشن مفصل آرنج در گیر است را نشان داده اند(٤, ٥)، برخی دیگر افزایش (٦, ٧) و برخی دیگر هم نشان داده اند که هیچ گونه تغییری در الگوی EMG با تمرین مهارت ایجاد نشده است(٨, ٩). اخیرا نیز بروکنر[2] و همکاران (۲۰۱۸) در مطالعه ای به این نتیجه رسیدند که اکتساب مهارت با پارامترهای کیفی EMG (مثل زمانبندی فعالیت عضلات و میزان هم فعالی عضلات) ارتباط دارد که می تواند در تحقیقات آینده بیشتر مورد بررسی قرار گیرد(۲). با مرور تحقیقات ذکر شده در این زمینه می توان دریافت که نتایج متفاوتی در ارتباط با اثرات تمرین بر تغییرات پارامترهای EMG حین اجرای مهارت وجود دارد و نیاز به اطلاعات کامل تری در این زمینه وجود دارد. علاوه براین، تحقیقات گذشته عمدتا اثرات تمرین بروی عملکرد حرکتی و پارامترهای EMG را به طور جداگانه بررسی نموده اند و بر اساس دانش ما تا کنون تغییرات همزمان این دو متغیر طی یادگیری یک مهارت ورزشی بررسی نشده است.

از طرفی، دست برتری نیز مفهوم بسیار مهم در کنترل و یادگیری حرکتی است که تحقیقات اندکی در ارتباط با آن و شکل فعالیت EMG عضلات در دو دست به هنگام اجرای مهارت انجام شده است و با وجود اینکه عموما نتایج کنترل عصبی آنها پذیرفته شده است، اما مکانیزم تفاوت های دو دست در عملکرد حرکتی کماکان ناشناخته باقی مانده است(۱۰, ۱۱). برخی تحقیقات نشان داده اند که الگوی EMG در دست برتر و غیر برتر به هنگام اجرای یک تکلیف غیر ورزشی متفاوت است(۱۱-۱۳). همچنین، تفاوتهای الگوهای EMG و ویژگی های کینماتیکی در دست برتر و غیر برتر در برخی ورزش ها مثل کریکت(١٤) و هندبال(١٥) نیز گزارش شده است. با این وجود، برخی از تحقیقات که بروی مهارت پرتاب دارت انجام شده است از یکسان بودن الگوهای EMG در دست برتر و غیر برتر حمایت کرده اند. واترهوس[3] و همکاران(٢٠١٤) در مطالعه ای بروی مهارت پرتاب دارت با ٤ شرکت کننده کم تجربه به این نتیجه رسیدند که با وجود تفاوت در

1. Electromyography
2. Brueckner
3. Waterhouse

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

سرعت و زاویه پرتاب در دو دست برتر و غیر برتر، اما بین الگوهای EMG در دو دست برتر و غیر برتر به هنگام اجرا تفاوت معنی‌داری وجود نداشـــت(۱۶). کوتز[1] و همکاران (۲۰۱۹) در مطالعه ای به این نتیجه رسیدند که با وجود دقت کمتر دست غیر برتر شکل الگوهای EMG دست برتر و غیربرتر با یکدیگر شباهت زیادی دارند و از یکســان بودن برنامه حرکتی حمایت کردند(۱۷). با این حال، در تحقیقات قبلی اولا مسـئله تمرین و یادگیری مهارت دارت مطرح نیست و صرفا اجرای مهارت سنجیده شده است، ثانیا، مسئله مهم انتقال دو سویه[2] از دست برتر به غیر برتر و برعکس در این تحقیقات کنترل نشده است. تحقیقات قبلی نشان داده اند که انتقال دوسـویه از هر دو دسـت به یکدیگر در مهارت های راکتی امکان پذیر اسـت(۱۸) و اخیرا تومیالیس[3] و همکاران (۲۰۲۰) در مطالعه ای نشان دادند که انتقال دو سویه دست ها در مهارت پرتاب دارت بسیار زیاد است(۱۹). بنابراین، این تحقیق با کنترل شرایط انتقال دو سویه بوسیله جدا کردن گروه های دست برتر و غیر برتر و همچنین مداخله تمرینی در پی رسیدن به اطلاعات جدیدتری در این زمینه است. از طرفی، نتایج مطالعه حاضر می تواند با تئوریهای موجود در ارتباط با چگونگی همکاری نیمکره ها در کنترل حرکات دو دست مانند مدل پینه ای[4] و تبحر[5] که بر سر وجود یک یا دو برنامه حرکتی برای کنترل دست ها اختلاف نظر دارند(۲۰) و یا مفهوم هم توانی حرکتی[6] (۲۱, ۲۲) در شرایط کنترل انتقال دو سویه نیز بررسی شود. به طور کلی، با توجه به مطالب فوق این تحقیق به دنبال این است که بررسی کند الگوهای EMG طی اکتساب و یادداری مهارت چه تغییراتی می کنند؟ آیا تغییرات نسبتا ثابتی که در مفهوم یادگیری حرکتی وجود دارد در الگوهای EMG نیز شکل می گیرد؟ آیا دست برتر و غیر برتر از یک استراتژی عضلانی یکسان طی یادگیری یک مهارت ورزشی استفاده می کنند؟ پاسخ به این سوالات می تواند به درک ما از سازگاریهای الگوهای EMG طی یادگیری یک تکلیف کمک کند. بنابراین، با توجه به اینکه تغییرات همزمان پارامترهای EMG و عملکرد حرکتی طی اکتساب و یادداری یک مهارت ورزشی کمتر بررسی شده است و همچنین با توجه به عدم نتایج یکسان در الگوهای EMG دست برتر و غیر برتر ، هدف از این مطالعه بررسی تغییرات همزمان عملکرد حرکتی و الگوهای EMG طی یادگیری مهارت پرتاب دارت در دست برتر و غیر برتر بود.

روش‌شناسی تحقیق

روش تحقیق و نمونه‌ها

باتوجه‌به ماهیت موضوع و اهداف تحقیق، راهبرد تحقیق شبه‌آزمایشی و در قالب طرح سری زمانی اجرا شد. شرکت‌کنندگان پژوهش حاضر را دانشجویان غیر ورزشکار دانشگاه تهران با میانگین سنی ۲/۵±۲۳ که از بین

1. Kuhtz
2. Bilateral transfer
3. Tumialis
4 . Callosal model
5 . Proficiency model
6. Motor equivalence

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

۲۰۰ نفر از دانشجویانی که درس تربیت‌بدنی ۱ و یا ۲ را در دانشکده تربیت‌بدنی داشتند، تشکیل دادند. تعداد نمونه‌ها توسط نرم‌افزار G-power ۱۰ نفر برآورد شد که اندازه اثر متوسط (۰/۵)، مقدار آلفا برابر با ۰/۰۵ و توان آزمون ۰/۸۵ برای برآورد تعداد نمونه‌ها در نظر گرفته شد. با توجه تعداد نمونه‌ها، شرکت‌کننده‌ها به دو گروه ۵ نفر د ست برتر (آزمودنی شماره ۱،۲،۳،٤،٦) و ۵ نفر د ست غیر برتر (آزمودنی شماره ۵،۷،۸،۹،۱۰) تقسیم شدند. ملاک ورود در این تحقیق افرادی بود که بامهارت پرتاب دارت آشنایی دقیق نداشته و آموزش رسمی ندیده بودند. همه آزمودنی‌ها دارای دست برتر و غیر برتر بودند (دو سو برتر نبودند که از طریق پرسش‌نامه ادینبورگ مشخص شد. علاوه بر این از ورود شرکت‌کننده‌هایی که دارای سابقه بیماری‌های عصبی - عضلانی و اختلالات بینایی بودند به‌وسیله پرسش‌نامه محقق ساخته‌ای که مربوط به سابقه داشتن بیماری‌های عصبی - عضلانی و بینایی بود جلوگیری به عمل آمد.

ابزار اندازه‌گیری

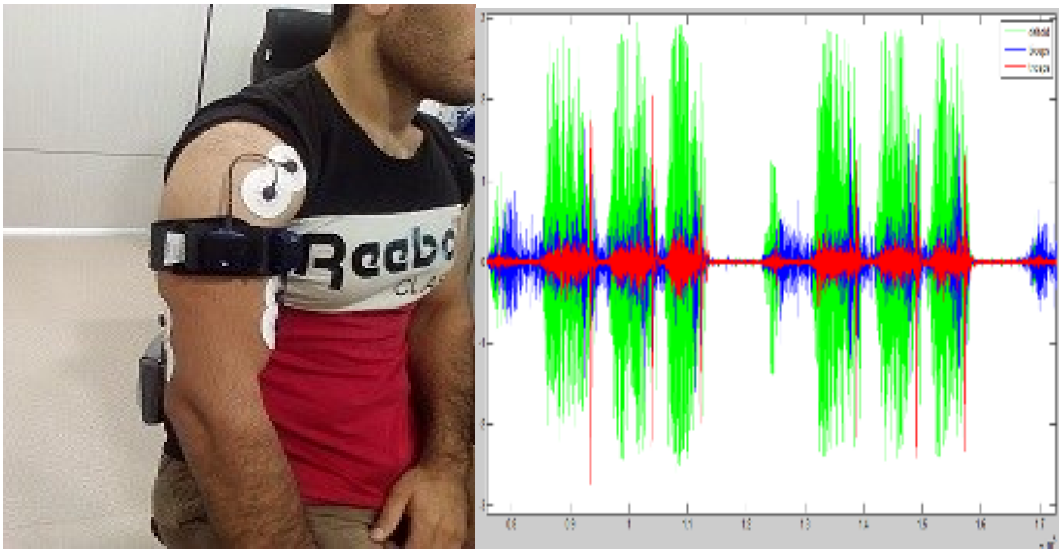
در این تحقیق جهت ثبت داده های علائم عضلانی از دستگاه الکترومایوگرافی(EMG) وایرلس ساخت شرکت مایون[1] موجود در آزمایشگاه ملی نقشه برداری مغز استفاده شد. به منظور تمرین مهارت دارت و ارزیابی عملکرد این مهارت در پیش آزمون، اکتساب و یادداری از یک تخته استاندارد شامل دوایر متحدالمرکز استفاده شد که امکان ثبت امتیازات را با توجه فاصله نقطه پرتاب دارت تا مرکز دایره(هدف) محقق می نمود. برای اندازه گیری عملکرد دارت، به ترتیب دایره وسط ۱۰ امتیاز، بعدی ۹ امتیاز و به همین ترتیب آخرین دایره ۱ امتیاز داشت. برای پرتاب هایی که به تخته برخورد نکنند یا خارج از دایره های موجود باشند امتیاز صفر در نظر گرفته شده است. هر فرد می بایست از ۱۰ بلوک ۳ تایی که در مجموع ۳۰ پرتاب می شد، کمترین خطا را داشته باشد. دقت پرتاب دارت برای هر آزمودنی توسط خطای مطلق محاسبه شد. تمرینات پرتاب دارت هفته ای سه جلسه، و در هر جلسه هر آزمودنی حداقل ۱۵ بلوک را که مجموعا ٤۵ پرتاب می شد، تحت نظر مربی انجام می داد. تمرینات طی ٤ هفته پی گیری شد که هر آزمودنی حداقل مجموعا ۵٤۰ پرتاب داشت. تخته دارت طبق قوانین فدراسیون جهانی دارت در ارتفاع ۱/۷۳ متر از زمین و فاصله ۲/۳۷ متر از آزمودنی قرار داده شد. نحوه ایستادن آزمودنی ها به صورت ٤۵ درجه در پشت خط مشخص شده بود به طوری که همان پایی که دست پرتاب کننده در سمت آن قرار داشت در جلو قرار می گرفت و تمام وزن آزمودنی بروی آن بود. به هنگام پرتاب پای دیگر نیز به منظور حفظ تعادل بروی پنجه قرار می گرفت. د ست پرتاب کننده نیز در امتداد وسط تخته دارت برای نشانه گیری و پرتاب قرار داشت. از ابزار پوش باتن[2] به منظور جداسازی سیگنال های الگوی اجرای مهارت پرتاب دارت از کل سیگنال های موجود که بوسیله یک رابط به د ستگاه EMG مت صل بود، ا ستفاده شد. در این تحقیق م شخ صا تغییرات پارامترهای دامنه (میزان فعالیت) و زمان (زمانبندی فعالیت عضله) برر سی شد زیرا این پارامترها با ا صلاحات ویژگی های فضایی -

1. Mayon
2 . pushbutton

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

زمانی نیروی تولید شده توسط عضله به هنگام تمرین و یادگیری در ارتباط است(۲). همچنین از پرسشنامه ادینبورگ جهت تشخیص دست برتری آزمودنی ها استفاده شد(۲۳). قابل ذکر است پیش از شروع تحقیق، به منظور شرکت داوطلبانه آزمودنی ها در تحقیق فرم رضایت نامه آگاهانه توسط داوطلبان تکمیل و کد اخلاق به شناسه IR.UT.SPORT.REC.1397.026 از کمیته اخلاق دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران اخذ شد.



شکل ۱. تصویری از موقعیت الکترودها و ثبت فعالیت EMG در عضلات دلتوئید، دوسر و سه سر بازو حین پرتاب دارت.

روش اجرا

قبل از شروع تمرین، ابتدا یک پیش آزمون از مهارت پرتاب دارت از هر دو گروه توسط ثبت همزمان الگوی EMG و نمره خطای مطلق به عمل آمد. لازم به ذکر است که قبل از پیش آزمون، شکل صحیح الگوی پرتاب دارت برای آزمودنی ها نمایش و توضیح داده شد، سپس به منظور آشنایی با الگوی پرتاب صحیح، هر آزمودنی ۳ بار (۲٤)به طور آزمایشی دارت را به سمت هدف پرتاب می کرد. سپس تمرینات دارت که به صورت ساده به مشکل همراه با افزایش تداخل زمینه ای (۱٦) طراحی شده بود. تمرینات ساده به مشکل طوری بود که در ابتدا شرکت کننده ها تنها می بایست به هر جایی از تخته دارت که می خواهند پرتاب کنند و هدف این بود که تیر به تخته برخورد کند. با پیشرفت تمرین تخته دایره ای شکل به ٤ قسمت تقسیم و هدف مورد نظر کوچکتر می شد و آزمودنی ها می بایست تنها به قسمت مشخص شده پرتاب کنند. با ادامه تمرین این قسمت ها کوچکتر می شد و در اواخر تمرینات آزمودنی ها می بایست سعی کنند تیر را به قسمت کوچکی که با امتیاز برای آنها مشخص شده بود (طبق امتیازات و قوانین استاندارد فدراسیون) پرتاب

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

کنند. هفته ای سه جلسه و طی ٤ هفته پیگیری شد، در این مدت هر کدام آزمودنی ها مجموعا حداقل ٥٤٠ پرتاب را انجام دادند، آزمون اکتساب به منظور ثبت مجدد الگوی EMG و خطای مطلق پس از ٤ هفته تمرین به عمل آمد. نهایتا، آزمون یادداری و ثبت داده های پایانی پس از یک هفته بی تمرینی به منظور بررسی ثبات یادگیری انجام شد. سیگنال های EMG از سه عضله جلو بازو، پشت بازو و دلتوئید با نرخ نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز ثبت گردید همچنین، از فیلترهای بالاگذر و ناچ فیلترینگ(۲۵) برای حذف نویزها استفاده شد.

تحلیل داده‌ها

در این تحقیق به‌منظور بررسی یادگیری مهارت پرتاب دارت در سطح اجرا و همچنین تغییرات فعالیت EMG از آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری[1] استفاده شد. برای این منظور خطای مطلق به‌دست‌آمده از پرتاب دارت آزمودنی‌ها و میزان فعالیت عضلات در طول پیش‌آزمون، اکتساب و یادداری ثبت و با استفاده از نرم‌افزار spss18 تجزیه‌وتحلیل شد. به‌منظور آنالیز سیگنال‌های EMG از نرم‌افزار متلب[2] با رویکرد محاسبه انرژی (نیروی عضلانی) استفاده شد. در این شیوه ابتدا شاخص زمان پرتاب‌ها به‌وسیله درنظرگرفتن زمان اوج فعالیت عضله سه سر بازو به‌عنوان یک رفرنس مشخص شد (به علت نقش اساسی این عضله در پرتاب، زمان اوج سیگنال این عضله به‌عنوان رفرنس در نظر گرفته شد). پس از مشخص شدن زمان اوج سیگنال عضله سه سر بازو، ۰/۵ ثانیه قبل از آن و ۰/۵ ثانیه بعد از آن به‌عنوان زمان هر پرتاب در نظر گرفته شد. در مرحله بعد میانگین انرژی سیگنال عضلات برای مجموع پرتاب‌های هر مرحله و در یک پنجره زمانی (حدود ۱ ثانیه) که در محدوده پرتاب است، محاسبه شد. با این روش، میانگین انرژی پرتاب‌ها برای هر آزمودنی و در هر سه مرحله پیش‌آزمون، اکتساب و یادداری محاسبه گردید. همچنین، به‌منظور مقایسه الگوهای EMG گروه دست برتر و غیر برتر میانگین انرژی عضلانی هر گروه به طور جداگانه محاسبه و بررسی شد. این نکته نیز قابل‌ذکر است که انرژی میانگین سیگنال‌های عضلانی در یک مقیاس ۰ تا ۱ نرمال‌سازی شده است تا تأثیر داده‌های (سیگنال‌های) غیرطبیعی بروی نتایج هر فرد و میانگین گروه‌ها کنترل شود.

نتایج تحقیق

نتایج در سطح عملکرد

نتایج آزمون آنووا[3] (۲×۳) با اندازه‌های تکراری با عدم برقراری فرض کرویت موخلی[4] (P=۰/۰۰٤) و با استفاده از اصلاح گرین هاوس - گیسر[5] نشان داد که بین اثرات اصلی آزمون (η^2P=۰/۸۲٤ , P<۰/۰۰۱

1. Repeated measures
2. MATLAB
3. ANOVA
4. Mauchly's
5. Greenhouse-Geisser

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

$f_{(1/11)}$=۳۷/۵۳, η^2P=۰/۱۲۶) از لحاظ آماری تفاوت معنی‌دار وجود دارد، اما در تعامل بین گروه ها (P=۰/۳۲۰, $f_{(1/11)}$=۱/۱٤) تفاوت معنی‌دار وجود نداشت. نتایج آزمون بونفرونی[1] برای مقایسه‌های جفتی اثرات اصلی آزمون نشان داد که بین میانگین نمره خطای مطلق پیش‌آزمون و اکتساب (p=۰/۰۰۲) و پیش‌آزمون و یادداری (P <۰/۰۰۱) تفاوت معنی‌دار وجود دارد، اما این تفاوت بین آزمون اکتساب و یادداری معنی‌دار نبود (p=۰/۱۸۵) (جدول ۲). این نتایج نشان می‌دهد که خطای مطلق آزمودنی‌ها در اکتساب و یادداری به طور معنی‌داری کاهش‌یافته و فراموشی پس از یک هفته بی تمرینی رخ نداده است. همچنین، نتایج آزمون بین‌گروهی نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین عملکرد گروه دست برتر و غیر برتر وجود ندارد (p=۰/۳۲۹). به‌طورکلی، نتایج آماری نمره خطای مطلق نشان داد که یادگیری مهارت در هر دو گروه اتفاق افتاده است، اگر چه بین دو گروه در میزان یادگیری تفاوت معنی‌دار وجود نداشت (نمودار ۱).

جدول ۱. میانگین خطای مطلق طی مراحل پیش آزمون، اکتساب و یادداری در گروه دست برتر و غیر برتر

مراحل آزمون	گروه	میانگین خطای مطلق (AE)	میانگین خطای سوگیری (CE)	انحراف استاندارد	N
پیش‌آزمون	دست برتر	۵/۳۸	۳/۳٤	۰/۸۹	۵
	دست غیر برتر	٦/۰۲	٤/٤۱	۰/٦٦	۵
اکتساب	دست برتر	۳/۸۲	۱/۱۱	۰/۵۷	۵
	دست غیر برتر	۳/٦۲	-۲/۰۸	۰/۳٤	۵
یادداری	دست برتر	۳/٤٤	۱/۷۲	۰/۳۳	۵
	دست غیر برتر	۳/۵٦	۱/۸۸	۰/٤۸	۵

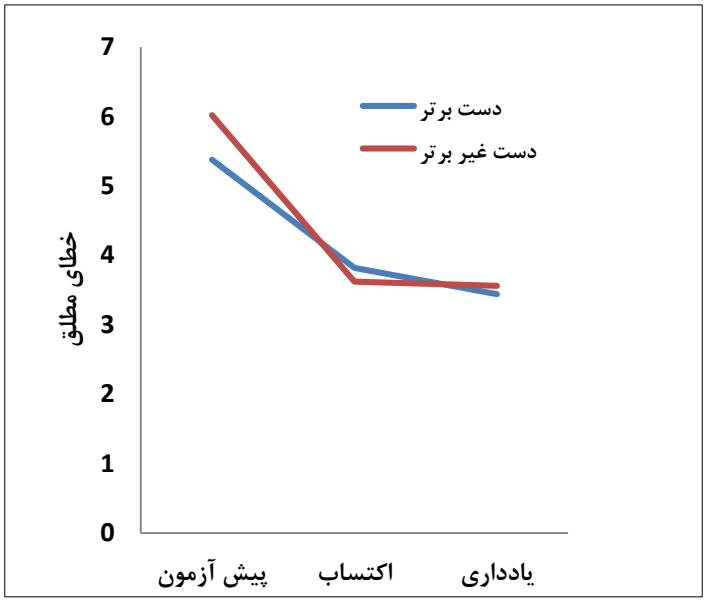
1. Bonferroni test

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

جدول ۲. مقایسه های جفتی نمره خطای مطلق در پیش آزمون، اکتساب و یادداری

زمان		زمان	تفاوت میانگین‌ها	خطای استاندارد	معنی‌داری
پیش‌آزمون		اکتساب	۱,۹۸*	۰/۳۴۵	۰/۰۰۲
		یادداری	۲,۲۰*	۰/۳۱۵	۰/۰۰۰
اکتساب		پیش‌آزمون	-۱,۹۸*	۰/۳۵۴	۰/۰۰۲
		یادداری	-۲۲۰.	۰/۱۰۱	۰/۱۸۵
یادداری		پیش‌آزمون	-۲,۲۰*	۰/۳۱۵	۰/۰۰۰
		اکتساب	-۲۲۰.	۰/۱۰۱	۰/۱۸۵



نمودار ۱. بررسی میزان خطای مطلق گروه دست برتر و غیر برتر در پیش‌آزمون، اکتساب و یادداری

نتایج در سطح عضلات

در این بخش گزارش یافته‌های آماری فعالیت EMG عضلات دو سر بازو، سه سر بازو و دلتوئید به‌صورت جداگانه آورده شده ا ست. همچنین، الگوی فعالیت EMG در ادامه به صورت میانگین برای هر گروه د ست برتر و غیر برتر و همچنین به صورت فردی برای یکی از آزمودنی‌ها در هر گروه آورده شده ا ست. این نکته نیز قابل‌ذکر ا ست که برای هر پرتاب شکل الگوی EMG در ۵/ ثانیه قبل و ۵/ بعد از پرتاب نشان داده شده است.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

جدول ۲. آنالیز واریانس مرکب با اندازه های تکراری در عضلات دو سر بازو، سه سر بازو و دلتوئید

اثرات / عضله		درجه آزادی	میانگین مربعات	F	معنی‌داری	اندازه اثر
دو سر بازو	درون‌گروهی	۱/۰۹۲	۲/۰۲۳	۷/۳۵۹	۰/۰۲۳	۰/٤۷۹
	تعاملی	۱/۰۹۲	۰/۰۲۰	۰/۰۷۲	۰/۸۱۷	۰/۰۰۹
	بین‌گروهی	۱	۳/۰٦۲	۰/۰۰۱	۰/۹۷۵	۰/۰۰۰
سه سر بازو	درون‌گروهی	۲	۱/۰٦۵	۱۰/۸۷	۰/۰۰۱	۰/۵۷٦
	تعاملی	۲	۰/۰۹۵	۰/۹۷۲	۰/٤۰	۰/۱۰۸
	بین‌گروهی	۱	۰/۰۰۱	۰/۰۱۲	۰/۹۱	۰/۰۰۲
دلتوئید	درون‌گروهی	۲	۱/٤۷۷	۱۷/۸۹	۰/۰۰۰	۰/٦۹۱
	تعاملی	۲	/۰۲۹	۰/۳۵۵	۰/۷۰	۰/٤۲
	بین‌گروهی	۱	۰/۰۱۰	۰/۲۷٤	۰/٦۱	۰/۰۳۳

عضله دو سر بازو

در گزارش نتایج سطح ع ضلات نیز از آزمون آنووا با اندازه‌های تکراری ا ستفاده شد. باتوجه‌به نتایج آزمون موخلی و عدم برقراری فرض کوروی (p=/۰۰۲) از اصلاح گرین هاوس – گیسر استفاده شد که نتایج نشان داد که اثر اصـــلی آزمون معنی‌دار ($f_{(۱/۰۹۲)}$=۷/۳۵۹, P=/۰۲۳ ,η^2P=۰/٤۷۹) و اثر تعاملی آزمون و گروه ($f_{(۱/۰۹۲)}$=/۰۷۲, P=/۸۱۷, η^2P=۰/۰۰۹) معنادار نیست. اثرات بین‌گروهی نشان داد که ($f_{(۸،۱)}$=/۰۰۱, P=/۹۷۵, η^2P=۰/۰) بین دو گروه تفاوت معنی‌دار وجود نداشـــت. همچنین، نتایج آزمون بونفرونی نشـــان داد که تفاوت معنی‌داری بین میانگین فعالیت EMG عضـــله دو ســـر بازو در پیش‌آزمون و اکتســـاب (p=۰/۰۰۵)، پیش‌آزمون و یادداری (p=/۰۲۰) وجود دارد، اما بین اکتســـاب و یادداری (p=۰/۹۸۸) تفاوت معنی‌دار وجود نداشت (جدول ۲).

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

عضله سه سر بازو

باتوجه‌به نتایج آزمون موخلی و برقراری فرض کوروویت (p=/۱۸۸)، نتایج نشـــان داد که اثر اصـــلی آزمون معنی‌دار (η^2P=۰/۵۷۶, P=/۰۰۱ ,$f_{(۲)}$=۱۰/۸۷) و اثر تعـاملی آزمون و گروه (η^2P=۰/۱۰۸, P=۰/۴۰, $f_{(۲)}$=/۹۷۲, $f_{(۸،۱)}$=/۰۱۲, P=۰/۹۱, η^2P=۰/۰۰۲) بین دو گروه تفاوت معنی‌دار وجود نداشـــت. همچنین، نتایج آزمون بونفرونی نشـــان داد که تفاوت معنی‌داری بین میانگین فعالیت EMG عضـله سـه سـر بازو در پیش‌آزمون و اکتسـاب (p=۰/۰۰۲)، پیش‌آزمون و یادداری (p=/۰۱۹) وجود دارد، اما بین اکتساب و یادداری (p=۰/۶۷۸) تفاوت معنی‌دار وجود نداشت (جدول ۲).

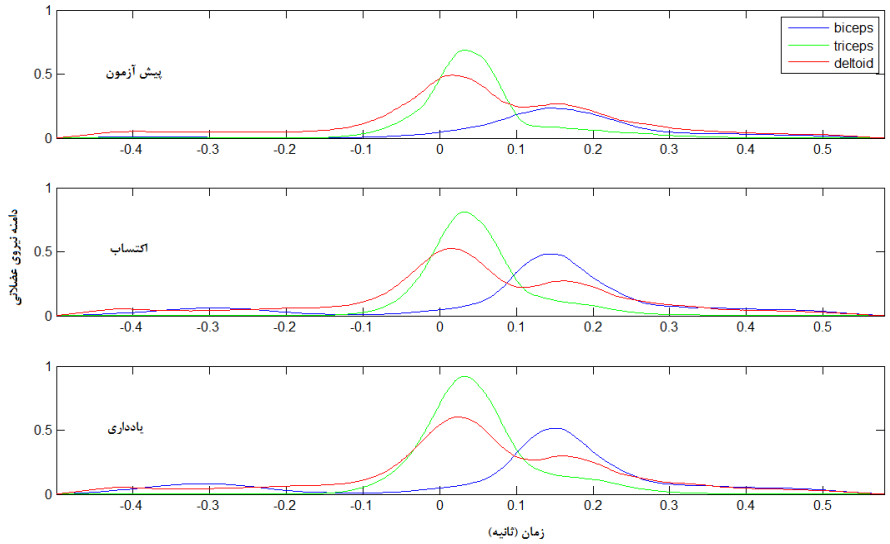
عضله دلتوئید

باتوجه‌به نتایج آزمون موخلی و برقراری فرض کوروویت (p=/۰۷۲)، نتایج نشـــان داد که اثر اصـــلی آزمون معنی‌دار (η^2P=۰/۶۹۱, P</۰۰۱ ,$f_{(۲)}$=۱۷/۸۹) و اثر تعـاملی آزمون و گروه (η^2P=۰/۰۴۲, P=۰/۷۰, $f_{(۲)}$=/۳۵۵, $f_{(۸،۱)}$=/۲۷۴, P=۰/۶۱, η^2P=۰/۰۳۳) بین دو گروه تفاوت معنی‌دار وجود نداشـــت. همچنین، نتایج آزمون بونفرونی نشـــان داد که تفاوت معنی‌داری بین میانگین فعالیت EMG عضله دلتوئید در پیش‌آزمون و اکتساب (p=۰/۰۰۱)، پیش‌آزمون و یادداری (p=/۰۰۲) وجود دارد، اما بین اکتساب و یادداری (p=۰/۱۵۹) تفاوت معنی‌دار وجود نداشت (جدول ۲).

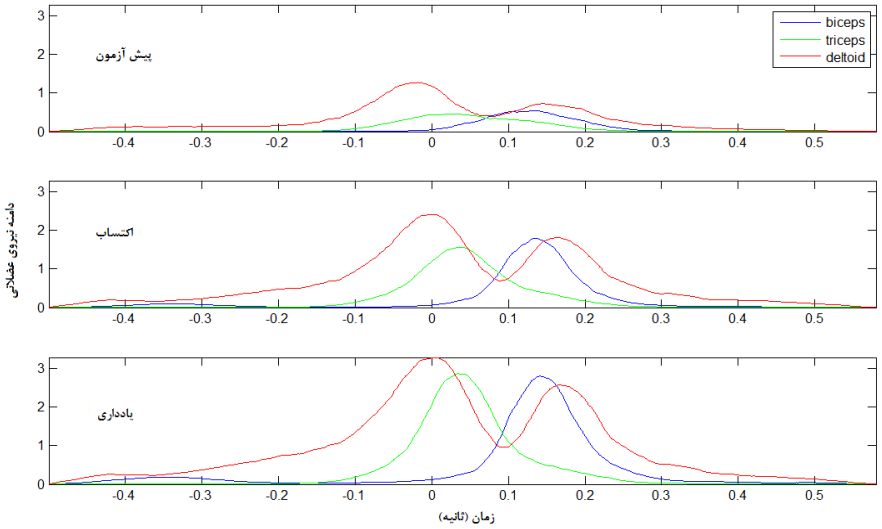
به‌طورکلی، نتایج آماری نشـــان می‌دهد که با ادامه تمرین و کاهش خطای مطلق میزان فعالیت EMG در هر دو گروه در مراحل اکتسـاب و یادداری افزایش معنی‌داری داشـته اسـت (P <۰/۰۵). بااین‌حال، بین فعالیت EMG دو گروه تفاوت معنی‌دار وجود ندارد (P>۰/۰۵). از طرفی، با مشاهده کیفی الگوهای EMG می‌توان دریافت که علاوه بر اینکه از هم انقباضی عضلات درگیر در پرتاب در اکتساب و یادداری کاسته شده است، تغییر شکل الگوهای EMG در اکتساب و یادداری تا حد زیادی یکسان است که نشان می‌دهد پس از یک هفته بی تمرینی فراموشی رخ نداده است. همچنین، ترتیب به‌کارگیری عضلات (که به‌صورت دلتوئید، سه سر و دو سر بازو است) در هر دو گروه یکسان است. نهایتاً، باتوجه‌به اینکه ثبت سیگنال‌های EMG وابستگی زیادی به تک‌تک آزمودنی دارد و تفاوت آزمودنی‌ها ممکن اســـت نتیجه میانگین در یک گروه را تحت‌تأثیر قرار دهد(۲۶)، الگوی فعالیت EMG علاوه بر میانگین گروهها (شـکل ۲ و ٤)، به صـورت فردی(۳ و ۵) نیز آورده شده است.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]



شکل ۲. الگوی EMG عضلات دلتوئید، دو سر و سه سر بازو حین پرتاب دارت در پیش آزمون، اکتساب و یادداری در گروه دست برتر

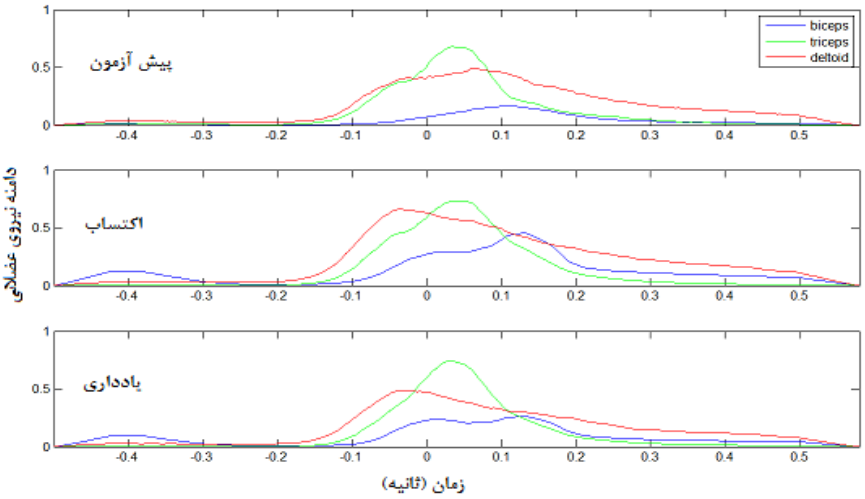


شکل ۳. الگوی EMG عضلات دلتوئید، دو سر و سه سر بازو حین پرتاب دارت در پیش آزمون، اکتساب و یادداری در آزمودنی ٤ (دست برتر)

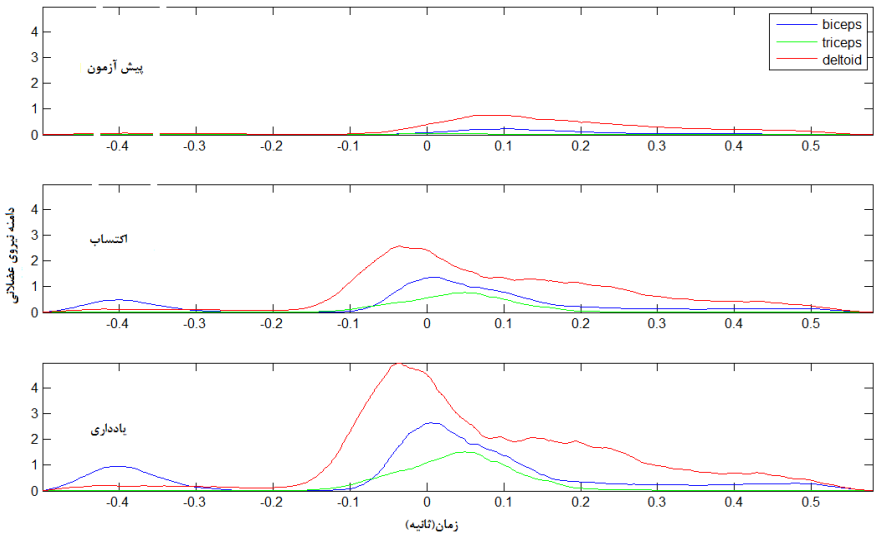
در گروه دست غیر برتر نیز الگوهای EMG در اکتساب و یادداری تغییرات نسبتاً ثابتی دارند. بااین‌وجود به نظر می‌رسد زمان‌بندی فعالیت EMG در گروه دست غیر برتر در مقایسه با گروه دست برتر بیشتر است که نشان می‌دهد سرعت پرتاب در گروه دست غیر برتر کمتر از گروه دست برتر است.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]



شکل ٤. الگوی EMG عضلات دلتوئید، دو سر و سه سر بازو حین پرتاب دارت در پیش آزمون، اکتساب و یادداری در گروه دست غیر برتر



شکل ۵. الگوی EMG عضلات دلتوئید، دو سر و سه سر بازو حین پرتاب دارت در پیش آزمون، اکتساب و یادداری در آزمودنی ۸ (دست غیر برتر)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر، بررسی تغییرات همزمان الگوی EMG و عملکرد حرکتی طی یادگیری مهارت پرتاب دارت در دست برتر و غیر برتر بود. اولین نتیجه این تحقیق این بود که تمرین مهارت دارت همزمان با کاهش

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

معنی‌دار خطای مطلق سبب تغییر در الگوهای EMG دست برتر و غیر برتر شد. این نتیجه با برخی تحقیقات اخیر که نشـان داده اند تمرین سـبب تغییر الگوی EMG می شـود سـازگار اسـت. جایاسـینگ[1] و همکاران (۲۰۲۰) در مطالعه ای بروی یادگیری یک تکلیف دسـترسـی (هدایت مکان نما بروی هدف) با به کارگیری عضلات بازو و دست نشان دادند که تمرین سبب تغییر و هماهنگ تر شدن الگوهای EMG می شود(۳). آمبرو سینی[2] و همکاران (۲۰۲۰) در تحقیقی بروی آزمودنی های با ضایعه مغزی خفیف نشان داد که ۳ هفته تمرین دوچرخه ثابت (با بازخورد بینایی نیروی پاها) سـبب تغییرات همزمان الگوی EMG و بهبود عملکرد راه رفتن آزمودنی ها مس شود (۲۷).

تغییرات وابسـته به تمرین در الگوی EMG را می توان از زوایای مختلف بررسـی نمود. در تحقیق حاضـر، تغییراتی که پس از اکتسـاب مهارت بوجود آمده اسـت به طور کلی شـامل افزایش فعالیت (دامنه) EMG و کاهش هم انقباضی عضلات در هر دو گروه است. در تحقیقات قبلی تغییرات الگوی EMG از یک الگویی با هم انقباضی[3] بالا (ابتدای تمرین) به سمت یک الگویی با هم انقباضی پایین (انتهای تمرین) نشان داده شده اسـت(٤, ۲۸-۳۰). اخیرا نیز بروکنر[4] و همکاران (۲۰۱۸) در مطالعه ای به این نتیجه رسـیدند که تمرین و اکتساب مهارت با پارامترهای کیفی EMG مثل میزان هم فعالی ارتباط دارد و تمرین سبب کاهش هم انقباضی عضلات موافق و مخالف می شود. آنها این گونه استدلال کردند که تغییرات پارامترهای EMG با اکتساب مهارت در ارتباط است زیرا این پارامترها با سازگاری های فضایی – زمانی نیروی تولید شده توسط عضله به هنگام تمرین و یادگیری در ارتباط اسـت (۲).در این تحقیق نتایج میانگین الگوی EMG گروه ها و بویژه نتایج الگوهای هر آزمودنی از نتایج قبلی حمایت می کند به طوری که از همپوشانی و هم انقباضی عضلات دو سر و سه سر بازو در مراحل اکتساب و یادداری کاسته شده است. کاهش هم انقباضی عضلات دو سر و سه سر بازو همزمان با ادامه تمرین با دیدگاه برنشتاین قابل بررسی است. بر طبق دیدگاه برنشتاین سیستم عصبی- عضلانی هم انقباضی عضلات درگیر در تکالیف تمرین نشده را به منظور حل درجات آزادی اضافی افزایش می دهد، با ادامه تمرین و یادگیری بیشـتر مهارت، انجام تکلیف روانتر شـده و یا به عبارتی دیگر از منجمد شدن درجات آزادی کاسته می شود که می توان آن را به کاهش میزان هم انقباضی عضلات درگیر در مهارت نسبت داد(۳۱).

همچنین، افزایش فعالیت EMG در مراحل اکتسـاب و یادداری از دیگر تغییرات الگوهای EMG در گروه دست برتر و غیر برتر

1. Jayasinghe
2. Ambrosini
3. Co-contraction
4. Brueckner

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

بود. در تحقیقات اخیر افزایش فعالیت EMG در عضلات درگیر با پیشرفت مهارت گزارش شده است. به عنوان مثال، چان[1] و همکاران (۲۰۲۰) در مطالعه ای گزارش نمودند که با پیشرفت مهارت در پرش عمودی و افقی کودکان ۳ تا ۵ سال الگوی فعالیت عضلات تغییر کرده و میزان فعالیت EMG عضلات مچ پا افزایش می یابد(۳۲). همچنین، در برخی تحقیقات افزایش فعالیت EMG عضلات دوسر و سه سر بازو را در دوره تمرین به سازگاریهای کنتیکی (مثل نیرو) و کینماتیکی (مثل سرعت و شتاب حرکت) در تکالیف غیر ورزشی که نیاز به سرعت و دقت داشته اند نسبت داده اند، که نویسندگان آنها این تغییرات را دال بر تغییر برنامه حرکتی دانسته اند(۳۳-۳۵). هیر[2] و همکاران (۲۰۲۰) نیز در تحقیقی نشان دادند که اکتساب یک تکلیف حرکتی به طور قابل توجهی با تغییرات کینماتیکی و کنتیکی (مثل افزایش نیرو و فعالیت EMG) حرکت همراه است(۳۶). بنابراین، افزایش فعالیت EMG در تحقیق حاضر می تواند به دلایلی از جمله افزایش به کارگیری موثرتر مفاصل آرنج توسط آزمودنی ها(حرکت پیشرفته تر)، سازگاری های کنتیکی و کینماتیکی، تغییر استراتژی عضلانی و نهایتا تغییر در برنامه حرکتی پس از اکتساب مهارت باشد. از طرفی، برخی تحقیقات نشان داده اند که تکالیفی که نیاز به افزایش سرعت دارند تا دقتشان افزایش پیدا کند با پیشرفت تمرین میزان فعالیت EMG در عضلات آگونیست و آنتاگونیست افزایش می یابد(۲). در این مطالعه نیز به نظر می رسد سرعت بیشتر پرتاب آزمودنی ها در مراحل اکتساب و یادداری از علل احتمالی افزایش فعالیت EMG (دامنه) باشد.

همچنین، در تحقیق حاضر صرف نظر از روند افزایشی فعالیت EMG و کاهش هم انقباضی عضلات پس از اکتساب مهارت، نتیجه مهمتر این بود که به موازات کاهش معنی‌دار خطای مطلق در طی یادگیری مهارت، تغییرات نسبتا ثابت و یکسانی در شکل الگوی EMG در اکتساب و یادداری بوجود آمد. به عبارت دیگر، مفهوم یادگیری حرکتی که به تغییرات نسبتا ثابت عملکرد بواسطه تمرین اشاره دارد(۱) در سطح عضلات نیز مشاهده شد. برخی تحقیقات نشان داده اند ویژگی های فضایی و زمانی فعالیت عضلات با ادامه تمرین تغییر می کنند(۲). ناکاگاوا[3] و همکاران (۲۰۱۵) در تحقیقی بروی هماهنگی مفاصل درگیر در مهارت پرتاب دارت با استفاده از آنالیز حرکت نشان دادند که با افزایش دقت برتاب، به ترتیب تغییرپذیری مفاصل انگشتان، مچ دست، آرنج و شانه کاهش می یابد و همچنین، آزمودنی ها از یک استراتژی جدید عضلانی به منظور به کارگیری نیروی مناسب پرتاب استفاده می کنند(۳۷). شواهد تحقیقی دیگر نیز نشان می دهند که کسب مهارت حرکتی از طریق تغییر و سازماندهی الگوهای سینرژی های عضلانی در جهت ایجاد عملکرد مطلوب اتفاق می افتد(۳۸, ۳۹). همچنین، با توجه به این که کیفیت تولید حرکات یاد گرفته شده حتی در نبود تمرینات همچنان باقی می ماند، این فرض وجود دارد که مهارت های حرکتی در حین تغییرات عصبی – فیزیولوژیکی در نواحی قشر حرکتی CNS کدگذاری و ذخیره می شوند(۴۰, ۴۱). بنابراین، در این مطالعه

1. Chan
2. Haar
3. Nakagawa

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

شـاید بتوان یکی از دلایل تغییرات نسـبتا ثابت الگوی EMG پس از اکتسـاب مهارت را به کد گذاری ها و سازگاریهای قشری مغز طی یادگیری مهارت نسبت داد. به طور کلی، این نتیجه بیانگر این است که یادگیری یک مهارت حرکتی جدید نیاز به کسب استراتژی عضلانی جدید دارد.

از دیگر نتایج این تحقیق این بود که با وجود تفاوتهایی در زمانبندی فعالیت، نیروی عضـلانی و شـکل کلی الگوی EMG در دو گروه اما بین فعالیت EMG در گروه دسـت برتر و غیر برتر تفاوت معنی‌دار وجود نداشت. این نتیجه با نتایج برخی مطالعات قبلی همخوانی دارد. واترهوس و همکاران(۲۰۱٤) در پاسخ به این سـوال که آیا در اجرای مهارت پرتاب دارت، هر دو دسـت برتر و غیر برتر با یک برنامه حرکتی کنترل می شـود، نشـان دادند که اگر چه سـرعت و زاویه پرتاب در دو دسـت برتر و غیر برتر تفاوت داشـت، اما بین الگوهای EMG در دو د ست برتر و غیر برتر در شرکت کننده های مبتدی به هنگام اجرا تفاوت معنی‌داری وجود ندا شت. نتایج این محققان از این ایده که هر دو د ست برتر و غیر برتر در اجرای مهارت پرتاب دارت با یک برنامه حرکتی کنترل می شـوند و تفاوت پرتاب ها به علت تغییرات پارامترهاسـت، حمایت کرد(١٦). کوتز و همکاران (۲۰۱۹) در مطالعه ای به این نتیجه ر سیدند که شکل الگوهای EMG د ست برتر و غیربرتر به هنگام پرتاب دارت با یکدیگر شباهت بـسیار زیادی دارند آنها این شباهت آ شکار را به وجود یک برنامه حرکتی مشـابه در دسـت برتر و غیر برتر نسـبت دادند(۱۷). با این حال بر خلاف مطالعات قبلی که شـرایط انتقال دو سویه در آنها کنترل نشده است، نتایج تحقیق حاضر نشان می دهد که حتی با کنترل انتقال دو سویه نیز الگو های EMG در دسـت برتر و غیر برتر با یکدیگر تفاوت معنی‌دار ندارد. اگر چه در این مطالعه متغیرهای نیرو و زمانبندی فعالیت با یکدیگر اختلافاتی داشـت اما تفاوت های موجود در الگوهای EMG دسـت برتر و غیر برتر می تواند به دلیل تفاوت در پارامترهای (نیرو و زمانبندی کلی) به کار گرفته شـده در حین پرتاب توسط دست ها باشد. بنابراین، نتایج به دست آمده از این مطالعه نشان می دهد که هر دو دست برتر و غیر برتر حتی در شرایط کنترل انتقال دو سویه تو سط یک برنامه حرکتی م شابه کنترل و هدایت می شوند. این نتایج از مفهوم همتوانی حرکتی(۲۱) و تئوری برنامه حرکتی تعمیم یافته ا شمیت[1](۲۲)که بر وجود یک برنامه حرکتی تعمیم یافته یکسان در د ست برتر و غیر برتر تاکید دارند، حمایت می کند. همچنین، نتایج این مطالعه با مدل پینه ای که اعتقاد دارد نیمکره های مغزی توسط جسم پینه ای یک برنامه حرکتی مشابه را برای اجرای د ست برتر و غیر برتر به کار می گیرند(۲۰)، سازگاراست، اما با مدل تخصصی که بر وجود دو برنامه حرکتی در نیمکره ها به منظور کنترل دست ها اشاره دارد همخوانی ندارد.

با این حال، برخی تحقیقات ورزشی وجود دارند که از عدم شباهت الگوهای عضلانی و کینکماتیکی دست برتر و غیر برتر حمایت کرده اند و با نتایج این تحقیق سازگار نیست. سالیکیدس و سالتر[2] (۲۰۰۷) در مطالعه ای اختلافات زیادی را در متغیرهای کینماتیکی بین دسـت برتر و غیر برتر به هنگام پرتاب بازو در بازیکنان حرفه ای کریکت گزارش نمودند(١٤)، همچنین، شـبیه این تفاوتها در بازیکنان حرفه ای هندبال(١٥)نیز

1. Generalized motor program
2. Sachlikidis and Salter

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

مشاهده شده است. از علل احتمالی این تفاوتها می تواند میزان نیروی عضلانی به کار رفته در ورزش های مختلف باشد. به نظر می رسد در ورزش های مثل شوت هندبال و یا کریکت که برای نتیجه مطلوب به نیروی حداکثر نیاز است الگوی EMG دست برتر و غیر برتر با یکدیگر تفاوت بیشتری داشته باشد. از طرفی، ورزشهایی مثل دارت و یا شوت بسکتبال که به نیروی کمتری نیاز دارند الگوهای EMG دست برتر و غیر برتر به هم شباهت بیشتری دارند. بنابراین، به نظر می رسد شواهد حمایت کننده از هم توانی حرکتی در تکالیف دست برتر و غیر برتر به نوع ورزش، شیوه اندازه گیری و همچنین میزان تمرین قبلی دست برتر نیز بستگی داشته باشد.

نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که هم‌زمان با پیشرفت مهارت، برخی از پارامترهای EMG (مثل میزان دامنه و زمان‌بندی فعالیت عضله) نیز تغییر می‌کنند به‌طوری‌که الگوی فعالیت EMG مراحل ابتدایی تمرین با مراحل اکتساب و یادداری متفاوت است. این تغییرات به وجود آمده ممکن است با سازگاری‌های فضایی - زمانی فعالیت عضلات طی یادگیری مهارت مرتبط باشد. به نظر می‌رسد تمرین به طور هم‌زمان سبب تغییرات نسبتاً ثابت در عملکرد و الگوهای EMG می‌شود به‌طوری‌که مفهوم یادگیری حرکتی در سطح عضلات نیز قابل‌استنباط است. همچنین، نتیجه دیگر این مطالعه نشان داد در شرایط کنترل انتقال دوسویه نیز بین الگوهای EMG دست برتر و غیر برتر تفاوت معنی‌دار وجود ندارد. این نتایج از مفهوم هم توانی حرکتی و نظریه برنامه حرکتی تعمیم‌یافته اشمیت حتی در شرایط کنترل انتقال دوسویه حمایت می‌کند. بااین‌وجود، در این مطالعه فقط تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات درشت طی یادگیری مهارت دارت بررسی شده است که باتوجه‌به نقش مهم عضلات ظریف مثل انگشتان دست در اجرای این مهارت می‌تواند محدودیتی برای این تحقیق تلقی شود. نهایتاً، باتوجه‌به اینکه نتایج این تحقیق می‌تواند سرآغاز بررسی یادگیری حرکتی در سطح عضله باشد، پیشنهاد می شود که تحقیقات دیگری در این زمینه با بررسی عضلات دیگر و یا در ورزش‌های دیگری مانند پرتاب شوت بسکتبال انجام شود. همچنین، پیشنهاد می شود همسانی یا عدم همسانی الگوهای EMG در دست برتر و غیر برتر در ورزش‌های دیگر نیز که نیاز به نیروی عضلانی بیشتری دارند بررسی شود.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

References

1. Schmidt RA, Wrisberg CA. Motor learning and performance: A situation-based learning approach: Human kinetics; 2008.
2. Brueckner D, Kiss R, Muehlbauer T. Associations between practice-related changes in motor performance and muscle activity in healthy individuals: a systematic review. Sports medicine-open. 2018;4(1):9.
3. Jayasinghe SA, Ranganathan R. Effects of Short-Term Mental Imagery and Supplemental Visual Feedback on Muscle Coordination in a Myoelectric Task. Journal of Motor Behavior. 2020:1-13.
4. Moore SP, Marteniuk R. Kinematic and electromyographic changes that occur as a function of learning a time-constrained aiming task. Journal of motor behavior. 1986;18(4):397-426.
5. Lay B, Sparrow W, Hughes K, O'Dwyer N. Practice effects on coordination and control, metabolic energy expenditure, and muscle activation. Human movement science. 2002;21(5-6):807-30.
6. Gabriel DA, Boucher JP. Practicing a maximal performance task: a cooperative strategy for muscle activity. Research Quarterly for Exercise and Sport. 2000;71(3):217-28.
7. Heise GD. EMG changes in agonist muscles during practice of a multijoint throwing skill. Journal of Electromyography and Kinesiology. 1995;5(2):81-94.
8. Aggelousis N, Mavromatis G, Gourgoulis V, Pollatou E, Malliou V, Kioumourtzoglou E. Modifications of neuromuscular activity and improvement in performance of a novel motor skill. Perceptual and Motor Skills. 2001;93(1):239-48.
9. Engelhorn R. Effects of skill practice on electromyographic activity patterns and frequency spectra. Human movement science. 1987;6(2):117-31.
10. Duthilleul N, Pirondini E, Coscia M, Micera S, editors. Effect of handedness on muscle synergies during upper limb planar movements. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE; 2015: IEEE.
11. Pellegrino L, Coscia M, Casadio M. Muscle activities in similar arms performing identical tasks reveal the neural basis of muscle synergies. Experimental Brain Research. 2020;238(1):121-38.
12. Duthilleul N, Pirondini E, Coscia M, Micera S, editors. Effect of handedness on muscle synergies during upper limb planar movements. 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); 2015: IEEE.
13. Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A, Tufekovic G, Bandholm T, et al. The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007;17(4):410-9.
14. Sachlikidis A, Salter C. A biomechanical comparison of dominant and non-dominant arm throws for speed and accuracy. Sports Biomechanics. 2007;6(3):334-44.
15. van den Tillaar R, Ettema G. A comparison of overarm throwing with the dominant and nondominant arm in experienced team handball players. Perceptual and Motor Skills. 2009;109(1):315-26.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

16. Waterhouse C. The Effect of Extended Practice on EMG, Kinematics and Accuracy in Dominant and Non-dominant Dart Throwing. 2014.
17. Kuhtz-Buschbeck JP, Keller P. Muscle activity in throwing with the dominant and non-dominant arm. Cogent Medicine. 2019;6(1):1678221.
18. Fazlullah B, Mahmoud Sh, Mehdi Sh, Shahzad Tahmasebi B. Investigating the bilateral transfer in badminton short service skills from dominant to non-dominant and vice versa. Move. 1383; 1383 (21). (In Persian).
19. Tumialis A, Smirnov A, Fadeev K, Alikovskaia T, Khoroshikh P, Sergievich A, et al. Motor Program Transformation of Throwing Dart from the Third-Person Perspective. Brain sciences. 2020;10(1):55.
20. Harley LR. Motor learning and its transfer during bilateral arm reaching: Georgia Institute of Technology; 2011.
21. Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. The co-ordination and regulation of movements. 1966.
22. Schmidt RA. A schema theory of discrete motor skill learning. Psychological review. 1975;82(4):225.
23. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. Neuropsychologia. 1971;9(1):97-113.
24. Saleh Rafiei, Mohammad Kazem Waez Mousavi, Behrooz Abdoli. Direction and rate of errors in bilateral transfer of dart throwing. Journal of Motor Behavior and sport Psychology. 2010;4:315-22. (In Persian).
25. Wang J, Tang L, Bronlund JE. Surface EMG signal amplification and filtering. International Journal of Computer Applications. 2013;82(1).
26. Wulf G. Attentional focus and motor learning: a review of 15 years. International Review of Sport and Exercise Psychology. 2013;6(1):77-104.
27. Ambrosini E, Parati M, Peri E, De Marchis C, Nava C, Pedrocchi A, et al. Changes in leg cycling muscle synergies after training augmented by functional electrical stimulation in subacute stroke survivors: a pilot study. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2020;17(1):1-14.
28. Darainy M, Ostry DJ. Muscle cocontraction following dynamics learning. Experimental brain research. 2008;190(2):153.٦٣-
29. Liang N, Yamashita T, Ni Z, Takahashi M, Murakami T, Yahagi S, et al. Temporal modulations of agonist and antagonist muscle activities accompanying improved performance of ballistic movements. Human movement science. 2008;27(1):12-28.
30. Kamon E ,Gormley J. Muscular activity pattern for skilled performance and during learning of a horizontal bar exercise. Ergonomics. 1968;11(4):345-57.
31. Schmidt R, Lee T. Motor control and learning: a behavioral emphasis 5th ed-Champaign, IL: Human Kinetics. United States; 2011.
32. Chan-Viquez D, Hasanbarani F, Zhang L, Anaby D, Turpin NA, Lamontagne A, et al. Development of vertical and forward jumping skills in typically developing children in the context of referent control of motor actions. Developmental Psychobiology. 2020.
33. Corcos DM, Jaric S, Agarwal GC, Gottlieb GL. Principles for learning single-joint movements. Experimental Brain Research. 1993;94(3):499-513.
34. Christou EA, Poston B, Enoka JA, Enoka RM. Different neural adjustments improve endpoint accuracy with practice in young and old adults. Journal of Neurophysiology. 2007;97(5):3340-50.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]
[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]

35. Darling WG, Cooke J. Movement related EMGs become more variable during learning of fast accurate movements. Journal of motor behavior. 1987;19(3):311-3.١
36. Haar S, van Assel CM, Faisal AA. Kinematic signatures of learning that emerge in a real-world motor skill task. bioRxiv. 2020:612218.
37. Nakagawa J, An Q, Ishikawa Y, Oka H, Takakusaki K, Yamakawa H, et al. Analysis of human motor skill in dart throwing motion at different distance. SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration. 2015;8(1):79-85.
38. Monfils M-H, Plautz EJ, Kleim JA. In search of the motor engram: motor map plasticity as a mechanism for encoding motor experience. The Neuroscientist. 2005;11(5):471-83.
39. Hess G. Calcium-induced long-term potentiation in horizontal connections of rat motor cortex. Brain research. 2002;952(1):142-5.
40. Ito M. Historical review of the significance of the cerebellum and the role of Purkinje cells in motor learning. Annals of the New York Academy of Sciences. 2002;978(1):273-88.
41. Yokoyama H, Kaneko N, Ogawa T, Kawashima N, Watanabe K, Nakazawa K. Cortical Correlates of Locomotor Muscle Synergy Activation in Humans: An Electroencephalographic Decoding Study. iScience. 2019;15:623-39.

[Downloaded from ndea10.khu.ac.ir on 2026-11-03]

[DOR: 20.1001.1.22520716.1404.15.29.3.5]