Volume 5, Number 1, Spring 2026
194-219

DOI: 10.22034/mmbj.2026.67570.1194

Correlation Between Drop in Synergy Index and Coincidence Anticipation Timing Performance Errors

Alireza Aminaee[1], Shahzad Tahmasebi Boroujeni[2], Elahe Arabameri[2], Mehdi Shahbazi[2], Ali Sharifnezhad[3]

1. Department of Sports Coaching, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran. Email: ar.aminaee@ut.ac.ir (Corresponding Author)
2. Department of Cognitive and Behavioral Sciences, Faculty of Sport Sciences and Health, University of Tehran, Tehran, Iran .
3. Department of Sport Biomechanics and Technology, Sport Science Research Institute, Tehran, iran.

Received Date: 2025 May 29 **Review Date**: 2025 September 7 **Accepted Date**: 2025 September 7 **Published Date**: 2026 May 15

Abstract

In order to execute rapid voluntary movements, a decrease in the synergy index occurs, which helps facilitate these movements by counteracting the synergy that stabilizes posture. This study aimed to investigate the relationship between anticipatory synergy adjustment (ASA) and errors in a coincidence anticipation timing task. To achieve this, 20 participants were randomly selected, and each performed 20 tennis forehand strokes with a 10-second interval between trials. Data were collected on muscle activity from 14 muscles, center of pressure, hand movement acceleration, as well as constant and variable errors. Principal component analysis was used to identify muscle modes, and multivariate regression was applied to obtain the Jacobian matrix. Finally, the synergy index was calculated using the uncontrolled manifold (UCM) method. The results indicated that ASA occurred approximately 114 milliseconds before the onset of movement, reflecting a feedforward adjustment by the central nervous system. Additionally, there was a significant positive correlation between the onset time and the amplitude of ASA; specifically, the earlier the ASA occurred, the greater the amplitude of the drop in the synergy index. However, Pearson correlation analysis showed no significant relationship between the onset time or amplitude of ASA and constant or variable errors in forehand stroke performance. These findings suggest that, for these participants, ASA does not necessarily indicate direct optimization of performance. Instead, the presence of ASA may signify the development of neuromuscular mechanisms in response to the task at hand.

Key words: Uncontrolled Manifold, Anticipatory Synergy Adjustment, Coincidence Anticipation Timing, Muscle Mode, Equilibrium.

OPEN ACCESS

Copyright ©The authors

Publisher: University of Tabriz

Extended Abstract

Background and Purpose

Motor control and coordination are vital for executing complex tasks, particularly in sports. A fundamental concept in motor control is synergy, which refers to the coordinated action of multiple muscles or joints working together to achieve a specific task goal. Anticipatory synergy adjustments (ASA) refer to changes in these synergies that occur before voluntary movement begins. These adjustments are believed to reflect feed-forward mechanisms that prepare the neuromuscular system for upcoming actions. Coincidence anticipation timing (CAT) tasks, such as intercepting a moving object at a precise moment, require exact temporal control and coordination. In table tennis, particularly during a forehand stroke, accurate timing is essential for successful performance. While previous studies have explored ASA in simple motor tasks, less is known about its role in more complex, sport-related tasks that involve whole-body coordination. In some studies, researchers found it challenging to observe changes in the synergy index, suggesting that the complexity of the task (sport-specific versus simple laboratory tasks) may influence ASA. This study aimed to investigate whether ASA occurs during a CAT task in table tennis forehand strokes among participants. Additionally, it sought to determine if there is a correlation between the magnitude and timing of ASA and performance errors (both constant and variable errors). The research focused on analyzing muscle synergies using the uncontrolled manifold (UCM) hypothesis and examining how these synergies change prior to movement initiation.

Materials and Methods

Twenty male university students participated in the study. All participants were right-handed and had experience with table tennis forehand strokes. The researchers recorded electromyographic (EMG) activity from 14 upper and lower limb muscles using a wireless 16-channel surface EMG system (Myon Aktos). Ground reaction forces and center of pressure (COP) data were collected with an AMTI AccuGait-O force plate. A coincidence anticipation timing device assessed participants' performance by measuring constant error (CE) and variable error (VE). To analyze inter-trial covariance in muscle activation patterns, the uncontrolled manifold (UCM) method was employed. This approach allows researchers to differentiate between "good" variance—which refers to variations within the UCM space that do not affect performance—and "bad" variance, which is orthogonal to the UCM space and disrupts performance. The synergy index was calculated based on this distinction, and an anticipatory synergy adjustment (ASA) was identified as a drop in the synergy index before movement onset. Participants performed a table tennis forehand stroke under standardized conditions. After familiarization with the task, they executed a block of 20 trials while EMG and force plate data were recorded. Data analysis followed the computational methods described by Latash and Krishnamoorthy (2004), with ASA detection based on the criteria established by Klous et al. (2011), Krishnan et al. (2012), and Piscitelli et al. (2016). Statistical power analysis using G-Power software indicated a sufficient power of 0.81 for detecting main and interaction effects in MANOVA, given the sample size (n=20) and a medium effect size (d=0.35) derived from pilot testing. Principal component analysis was used to identify muscle modes, and multivariate regression was applied to obtain the Jacobian matrix. Ultimately, the synergy index was calculated using the uncontrolled manifold (UCM) method.

Results

Analysis of EMG data using principal component analysis revealed distinct muscle activation patterns involved in the task. Four primary muscle modes accounted for the majority of the variance in muscle activation, indicating a structured organization of neuromuscular control. The analysis showed that

Copyright ©The authors

anticipatory postural adjustments (ASA) occurred approximately 114 milliseconds before the onset of movement. This finding confirms the presence of these adjustments in muscle synergies prior to executing a complex motor task, such as a forehand stroke in table tennis. However, no significant correlation was found between the timing or magnitude of ASA and either constant or variable performance errors. This suggests that, while ASA is present, it does not directly influence the accuracy or consistency of motor output in novice performers. Pearson correlation analysis revealed a significant positive correlation between the onset time and the amplitude of ASA; specifically, the earlier the ASA occurred, the greater the decrease in the synergy index. Despite the lack of a direct link between ASA and performance accuracy, the consistent occurrence of ASA across participants indicates its potential functional significance. It may reflect preparatory neural processes related to task execution rather than immediate optimization of performance.

Conclusion

This study demonstrates that anticipatory synergy adjustments (ASA) occur during a coincidence anticipation timing task that involves a table tennis forehand stroke in all participants. The presence of ASAs suggests that the central nervous system prepares and reorganizes muscle synergies before movement begins, even in individuals who are relatively untrained. However, in contrast to some previous findings from simpler motor tasks, there was no significant relationship between ASA and performance accuracy or variability. This indicates that, in complex motor tasks like table tennis, ASA may not directly contribute to optimizing performance. Instead, it may reflect early-stage adaptations related to learning or preparatory neural activity. These results enhance our understanding of motor control and learning in sports contexts. They suggest that while ASA demonstrates underlying neuromuscular preparation, its role may be more developmental than immediately functional during the early stages of skill acquisition. Future research should investigate how ASA evolves with practice and expertise, as well as whether training interventions can enhance ASA timing or magnitude to improve performance outcomes in complex motor tasks. Additionally, exploring the influence of sensory feedback and attentional demands on ASA could provide deeper insights into the mechanisms of motor control in dynamic environments.

Funding

This study received no funding from public, commercial, or nonprofit organizations.

Authors' Contributions

All authors have participated in designing, implementing and writing all parts of the present study.

Conflicts of Interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgement

We sincerely thank all the students who collaborated in this research. We also thank Grammarly AI for checking grammar mistakes by using "improve it" prompt.

Copyright ©The authors

سال پنجم، شماره‌ی ۱
بهار ۱۴۰۵ ، ۲۱۹-۱۹۴

DOI: 10.22034/mmbj.2026.67570.1194

همبستگی بین افت شاخص همکوشی و خطاهای اجرای زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی

علیرضا امینائی*[۱]، شهزاد طهماسبی بروجنی[۲]، الهه عرب عامری[۲]، مهدی شهبازی[۲]، علی شریف نژاد[۳]

۱. گروه مربیگری ورزشی، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران. ایمیل: ar.aminaee@ut.ac.ir

۲. گروه علوم شناختی و رفتاری، دانشکده علوم ورزشی و تندرستی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

۳. گروه بیومکانیک ورزشی و فناوری، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تهران، ایران.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۳/۰۸ **تاریخ بازنگری:** ۱۴۰۴/۰۶/۱۶ **تاریخ پذیرش:** ۱۴۰۴/۰۶/۱۶ **تاریخ آنلاین:** ۱۴۰۵/۰۲/۲۵

چکیده

برای اجرای حرکات ارادی سریع، یک افت در شاخص همکوشی رخ میدهد تا از طریق مقابله با همکوشی باثبات کننده قامت، اجرای حرکت سریع را تسهیل کند. پژوهش حاضر به بررسی ارتباط بین تنظیمات همکوشی پیش‌بینانه (ASA) و خطاها در اجرای تکلیف زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی پرداخت. بدین منظور، ۲۰ شرکت کننده به‌صورت تصادفی انتخاب شدند و هرکدام ۲۰ مرتبه ضربه فورهند تنیس را با وقفه ۱۰ ثانیه‌ای بین کوشش‌ها اجرا کردند و داده‌های مربوط به فعالیت عضلانی ۱۴ عضله، مرکز فشار، شتاب حرکت دست و خطای ثابت و متغیر ثبت شدند. از تحلیل مولفه‌های اصلی برای یافتن حالات عضلات و از رگرسیون چند متغیره برای یدست آوردن ماتریس ژاکوبین استفاده شد و در آخر با استفاده از روش مانیفولد کنترل نشده (UCM)، شاخص همکوشی محاسبه گردید. نتایج نشان داد که ASA در حدود ۱۱۴ میلی‌ثانیه قبل از شروع حرکت اتفاق افتاد که نشان‌دهنده تنظیمات پیشخوراندی سیستم عصبی مرکزی است و همچنین ارتباط مثبت و معنی داری بین زمان شروع و دامنه ASA مشاهده شد؛ به این صورت که هرچه ASA زودتر رخ میداد دامنه افت در شاخص همکوشی نیز بزرگتر بود. با این حال، نتایج همبستگی پیرسون هیچ ارتباط معنی‌داری بین زمان وقوع یا دامنه ASA با خطاهای ثابت و متغیر در اجرای ضربه فورهند نشان نداد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که در این شرکت‌کنندگان، ASA لزوماً منعکس‌کننده بهینه‌سازی مستقیم عملکرد نیست. با این حال، وجود ASA می‌تواند نشان‌دهنده سازوکارهای عصبی-عضلانی در حال توسعه در پاسخ به تکلیف پیش رو باشد.

کلید واژه‌ها: مانیفولد کنترل نشده، تنظیمات همکوشی پیش بینانه، زمانبندی پیشبینی انطباقی، حالات عضلات، توازن.

OPEN ACCESS

Copyright ©The authors

Publisher: University of Tabriz

مقدمه

در سال‌های اخیر، توجه به مکانیسم‌های زیربنایی کنترل حرکتی به ویژه در حوزه زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی افزایش یافته است. زمانبندی پیش بینی انطباقی، توانایی پیش‌بینی صحیح مکان نهایی رسیدن یک محرک یا شیء در حال حرکت جهت ایجاد یک پاسخ مناسب و هماهنگ مطابق با اطلاعات زمانی و زمان رسیدن است(Duncan et al., 2015). برای مثال ضربه زدن به توپ متحرک یکی از مهارت‌هایی است که در بسیاری از ورزش‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد. عوامل زیادی از جمله سرعت، تعداد زیاد درجات آزادی درگیر و اعمال مفاصل در پیچیدگی این مهارت دخیل هستند. هر قسمتی از بدن بخشی از زنجیره سینتیک است که درگیر توالی فعال‌سازی عضلانی خاصی می‌باشند تا به سرعت و دقت بهینه برای اجرای ضربه زدن دست پیدا کنن(Ilmane & LaRue, 2008) . ضربه فورهند تنیس نیز الگو خوبی از مهارت ضربه زدن به جسم متحرک است که تحت شرایط پیش‌بینی انطباقی صورت می‌گیرد. برای مثال زمانی که بازیکن تنیس روی میز قصد پاسخ به توپ نزدیک شونده از طریق ضربه فورهند را دارد، در صدد رسیدن توپ به نقطه مشخصی است که در آن نقطه، بهترین ضربه را به توپ بزند. محققان اظهار داشت که در تکلیف زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی سرعت محرک گزینه اصلی در توصیف سو گیری زمان اندازه‌گیری شده از طریق خطای ثابت، است. افراد عملکرد خود را تحت شرایط آهسته یا سریع سرعت محرک سو گیری می‌کنند، و خود را برای کنترل پاسخ‌های فضایی و مواجهه با محرک‌های سریع و آهسته سازگار می‌کنند(Fleury et al., 1998). در کنترل پیش خوراندی قامتی پدیده‌ای به نام اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه[1] (ASA) وجود دارد. این پدیده بر اساس تعریف همکوشی[2] به عنوان سازمان‌دهی عصبی از فزونی دسته‌ای از عناصر پایه[3] با هدف تثبیت مقدار و ارزش متغیرهای اجرا[4] است (Latash, 2021). تحلیل کمّی همکوشی معمولاً در فرضیه مانیفولد کنترل نشده[5] (UCM) اجرا می‌شود. بر اساس فرضیه مانیفولد کنترل نشده، یک کنترل‌کننده عصبی در فضای متغیرهای پایه عمل می‌کند و در این فضا یک فضای فرعی (UCM) ایجاد می‌کند که مطابق با ارزش مطلوب متغیر اجرا است و سپس به گونه‌ای عمل می‌کند تا واریانس متغیرهای پایه را به آن فضای فرعی (فضای تهی[6]) محدود سازد. به عبارتی دیگر، واریانس دسته‌ای از متغیرهای پایه ممکن است متشکل از دو جزء دیده شود. که این دو جزء مطابق با متغیر اجرا، واریانس خوب[7] و

1- Anticipatory Synergy Adjustments
2- Synergy
3- Elemental Variable
4- Performance Variable
5- Uncontrolled Manifold
6- Null Space
7- Good Variance

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

واریانس بد[1] است. واریانس خوب، تأثیری بر بزرگی متغیر اجرا ندارد در صورتی که واریانس بد بر متغیر اجرا تأثیر می‌گذارد. یک همکوشی که سعی بر تثبیت متغیر اجرا دارد ممکن است به صورت عملی به گونه‌ای تعریف شود که واریانس خوب بزرگ‌تر از واریانس بد باشد (Latash, 2024). مطالعات مربوط به همکوشی چند انگشتی جهت تثبیت نیروی کلی تولیدشده توسط مجموعه‌ای از انگشتان نشان داد که در شاخص همکوشی که نشان‌دهنده اختلاف نرمال شده (اختلاف بین واریانس خوب از بد) است، در حدود ۱۵۰ میلی‌ثانیه قبل از آغاز یک تغییر نیروی سریع توسط آزمودنی، یک افت ایجاد شد (Olafsdottir et al., 2005; Shim et al., 2005). برای پاسخ به این سؤال که تعامل میان متغیرهای پایه چگونه در تغییرات کوواریانس کوشش به کوشش در آماده سازی جهت اجرای یک عمل یا آشفتگی دیده می‌شود، مطالعات مختلف نشان دادند که شاخص‌های کوواریانس متغیرهای پایه نه تنها در عمل مربوط به تغییر در متغیر اجرا می‌تواند تغییر کند، بلکه در آماده سازی برای چنین عملی نیز می‌تواند تغییر کند (Latash et al., 2005; Olafsdottir et al., 2005; Shim et al., 2005). یکی از روش هایی که میتواند بر سیستم اعصاب مرکزی (CNS) برای آماده سازی عمل تاثیر بگذارد اجرا تحت تکلیف زمانبندی پیش بینی انطباقی است (Ilmane & Larue, 2011). گزارش شده است که با سرعت محرک بالاتر، عملکرد پیش‌بینی انطباقی خطای متغیر پایین تر یا ثبات بالاتری، در مقایسه با سرعت محرک پایین‌تر دارد (Millslagle, 2008). از آنجایی که هماهنگی بین اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه و حرکت اصلی به زمان در دسترس قبل از آغاز حرکت (جهت آماده سازی حرکت) نیز بستگی دارد (Ilmane & Larue, 2011)، لذا با تغییر در سرعت محرک در تکلیف زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی می‌توان زمان در دسترس جهت آماده سازی حرکت را تغییر داد و به بررسی ارتباط بین اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه در این جنبه پرداخت. هدف ASA بر این فرض است تا همکوشی که ممکن است با تغییرات سریع برنامه‌ریزی‌شده متغیر اجرا تداخل داشته باشد، را کاهش دهد. تصور می‌شود اصلاحات همکوشی پیش‌بینی‌شده یک مکانیزم مهم عصبی باشد که در آن انواع مختلفی از تکالیف همراه با فزونی[2] دسته‌ای از عناصر پایه وجود دارد. این مکانیزم در زمانی که فرد قصد اجرای یک عملی را دارد که همراه با تغییرات سریع در آن متغیر اجرا است، ثبات متغیرهای اجرای خاص را تنظیم کند (Klous et al., 2011).

همان طور که در قبل ذکر شد زمان‌بندی شروع ASA تحت شرایط زمان عکس‌العمل و خودآغاز در مطالعه کلوس و همکاران (۲۰۱۱) تفاوتی نداشت به این معنی که فشار زمانی تحت زمان عکس‌العمل، میانگین زمانی که فرد شروع به تنظیم الگوهای کوواریانس بین متغیرهای پایه‌ای می‌کند را نتوانسته است تغییر دهد (Klous et al., 2011)این عدم

1- Bad Variance
2- Redundant

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

تغییر در ASA ممکن است به دلیل ویژگی‌های تکلیف باشد و ممکن است چنین تغییراتی در ASA در تکلیف پیش‌بینی انطباقی مشاهده شود. از آنجایی که در برخی از مطالعات، محققان نتوانستند چنین تغییراتی را در شاخص همکوشی مشاهده کنند (Krishnamoorthy, Goodman, et al., 2003; Krishnamoorthy, Latash, et al., 2003). ممکن است پیچیدگی تکلیف (تکلیف ورزشی در مقابل تکالیف ساده آزمایشگاهی) نیز بر ASA تأثیرگذار باشد، با توجه به جستجوهای انجام‌شده به نظر می‌رسد که ASA در تکلیف پیش‌بینی انطباقی و همچنین در اجرای تکالیف ورزشی، مورد بررسی قرار نگرفته است. از طرفی ممکن است زمان حرکت عمل اصلی نیز در این ASA دخیل باشد. در تکلیف زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی با دست‌کاری زمان برخورد، زمان حرکت نیز تغییر می‌کند. به این صورت که افزایش سرعت محرک منجر به کاهش زمان حرکت می‌شود. در این صورت این سؤال مطرح است که آیا ASA تحت اجرای تکلیف زمانیندی پیش بینی انطباقی (ضربه فورهند تنیس) رخ میدهد و آیا ارتباطی بین زمان برخورد با هدف و ASA وجود دارد؟ و در آخر آیا تغییرات در ASA می‌تواند ارتباطی با تغییر در دقت و تغییرپذیری حرکت فرد داشته باشد؟

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع تحقیقات کاربردی و همبستگی است. جامعه آماری تحقیق شامل دانشجویان مبتدی و ماهر تنیس روی میز در استان تهران بوده و نمونه‌ها به صورت در دسترس انتخاب شدند. بدین منظور ۲۰ نفر شرکت کننده از میان دانشجویان دانشکده {حذف نام به دلیل کور بودن} انتخاب شدند که به تازگی واحد تنیس روی میز را پشت سر گذاشته‌اند. معیارهای ورود به پژوهش شامل عدم سابقه آسیب عضلانی-عصبی، داشتن دید نرمال، برتری دست و پای راست و تکمیل فرم رضایت‌نامه بوده است. همچنین معیارهای خروج عدم تمایل به ادامه مطالعه به هر دلیل و در هر زمان و هر گونه اختلال در ثبت داده ها بود. اجرای تحلیل توان[1] با استفاده از نرم‌افزار جی پاور[2] مدل ۲-۹-۱-۳ نشان داد که با حجم نمونه کل ۲۰ نفر و اندازه اثر به دست آمده در آزمون پایلوت (d=۰/۳۵) که با توجه به توصیه کوهن (۱۹۷۷) نشان‌دهنده اندازه متوسط است و سطح آلفا ۰/۰۵، توان پژوهش برای اجرای تحلیل مانوا (اثرات اصلی و تعاملی) ۰/۸۱ می‌باشد که توان قابل قبولی برای هدف اصلی پژوهش حاضر می‌باشد.

1- Power Analysis
2- G-Power

Copyright ©The authors

در این تحقیق از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی ۱۶ کاناله بی‌سیم مایون[۱] مدل آکتوس[۲] ساخت کشور سوئیس جهت ثبت فعالیت عضلانی ۱۴ عضله مطابق با پیشینه تحقیقات از قبیل عضلات دوقلو[۳]، درشت نئی قدامی[۴]، راست رانی[۵]، دو سر رانی[۶]، راست شکمی[۷] و راست نگه‌دارنده ستون فقرات[۸] به عنوان عضلات قامتی (Chen et al., 2015; Saito et al., 2014) و همچنین عضلات فلکسور مچ[۹]، اکستنسور مچ[۱۰]، دو سر بازویی[۱۱]، سه سر بازویی[۱۲]، سینه‌ای بزرگ[۱۳]، ذوزنقه[۱۴]، دلتوید[۱۵] و مورب شکمی[۱۶] به عنوان عضلات اصلی اندام فوقانی و تنه درگیر در ضربه فورهند تنیس روی میز در نظر گرفته‌شده‌اند (Tsai et al., 2010). این عضلات همچنین به عنوان عضلات تنه در ورزش‌های یک طرفه[۱۷] مانند تنیس روی میز و فعالیت‌های شامل چرخش تنه مورد بررسی قرارگرفته‌اند (Everett et al., 2008). الکترودهای سطحی مطابق با دستورالعمل پروژه الکترومایوگرافی سطحی برای ارزیابی غیرتهاجمی عضله[۱۸] (SENIAM)، بر روی سطح پوست شکم عضلات در سمت راست بدن شرکت‌کنندگان با دو سانتی متر فاصله از یکدیگر نصب شدند. همچنین از یکی از الکترودهای دستگاه الکترومایوگرافی سطحی برای ثبت اطلاعات شتاب حرکت دست استفاده شد که بر روی سطح خلفی ساعد به موازات استخوان رادیال[۱۹] متصل شد.

از صفحه نیروسنج AMTI مدل اکیوگیت–او[۲۰] ساخت کشور آمریکا جهت اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل زمین و مرکز فشار(COP) در سه جهت x, y ,z استفاده شد. همچنین ازدستگاه زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی جهت ارزیابی خطای ثابت و خطای متغیر عملکرد شرکت‌کنندگان در اجرای ضربه فورهند استفاده شد. عبدلی، فارسی و رمضان زاده (۱۳۹۲) در پژوهش خود، روایی این دستگاه را ۰/۸۷ و پایایی آن را ۰/۸۳ گزارش کرده‌اند (Abdoli et al., 2013).

1- Myon
2- Aktos
3- Gastrocnemius
4- Tibialis Anterior
5- Rectus Femoris
6- Bicept Femoris
7- Rectus Abdominis
8- Erector Spinae
9- Flexor Carpi
10- Extensor Carpi
11- Biceps
12- Triceps
13- Pectoralis Major
14- Terapezius
15- Deltoid
16- Oblique Abdominal
17- Unilateral
18- Surface Electromyography for Non-Invasive Assessment of Muscle
19- Radius
20- AccuGait-O

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

تمامی مراحل این پژوهش از نظر علمی مورد تأیید گروه علوم شناختی و رفتاری دانشکده علوم ورزشی و تندرستی دانشگاه تهران و از نظر اخلاقی، مورد تأیید کمیته اخلاق در پژوهش پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی است و با شناسه اخلاق IR.SSRC.REC.1399.020 به تصویب رسیده است. به این صورت که بعد از دو مرتبه اجرای یک بلوک ۱۰ کوششی برای آشنایی شرکت‌کننده‌ها با تکلیف، برای اجرای اصلی آزمون، شرکت‌کننده‌ها یک بلوک ۲۰ کوششی را با یک وقفه ۱۰ ثانیه‌ای برای بازگشت به وضعیت اولیه اجرا کردند.

فرایند تحلیل داده‌ها

ملاک کلی برای تحلیل داده‌ها بر اساس روش محاسباتی توصیف‌شده در مطالعه لتش و کریشنامورثی[1] (۲۰۰۴) انتخاب‌شده است (Krishnamoorthy et al., 2004) و همچنین محاسبه ASA بر اساس روش محاسباتی مانیفولد کنترل نشده (UCM) و با ملاک‌های ارائه‌شده در مطالعات (Klous et al., 2011; Krishnan et al., 2012; Piscitelli et al., 2016) صورت گرفت.

پیش‌پردازش سیگنال‌ها: سیگنال‌های EMG و شتاب دست با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه دوم و فرآیند یکسویی‌کردن کامل در نرم افزار متلب پیش‌پردازش شدند. لحظه شروع حرکت بر اساس یک درصد از اوج شتاب تعیین گردید. جهت تحلیل بیشتر، داده‌های EMG عضلات به سه مرحله حالت پایدار[2] (۵۰۰- تا۲۵۰- میلی‌ثانیه)، مرحله گذر[3] (۲۵۰- تا ۲۰۰- میلی‌ثانیه)، مرحله ASA[4] (۲۰۰- میلی‌ثانیه تا t0) تفکیک شدند. انتخاب این مراحل به این دلیل بوده است که در مطالعات گذشته ثبت شده است که ASA زودتر از ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از آغاز حرکت رخ نمی‌دهند (Olafsdottir et al., 2005; Shim et al., 2005). با این وجود گزارش‌هایی مبنی بر این است که ASA زودتر رخ می‌دهد(Yun Wang et al., 2006; Y. Wang et al., 2006) وجود داشت

تجزیه و تحلیل مرکز فشار: داده‌های COP با فیلتر ۲۰ هرتز پایین گذر و مرتبه دوم باتر ورث در برنامه متلب فیلتر و سپس یک‌سویه شدند. از داده‌های COP برای یافتن اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه استفاده شد. به این صورت که داده‌های جابه‌جایی COP در جهت قدامی-خلفی (AP) به عنوان متغیر اجرا استفاده شد که عضلات اصلی به کار گرفته‌شده در ضربه فورهند تنیس روی میز به عنوان متغیرهای پایه در تحلیل UCM سعی در باثبات کردن این متغیر

1- Latash & Krishnamoorthy
2- Steady state phase
3- Transition phase
4- Anticipatory Synergy Adjustment phase

Copyright ©The authors

اجرا (COP) را دارند. در تحلیل داده‌های COP، از آنجایی که از دو صفحه نیروسنج برای هر یک از پاها استفاده شد، ابتدا مختصات COP متغیر در زمان در جهت AP برای هر یک از پاها توسط معادله (۱) محاسبه شدند.

معادله ۱. مرکز فشار قدامی–خلفی $COP_{AP}= (-M_Y + (F_X.d_Z))/ F_Z$

در معادله (۱)، d_Z فاصله از سطح صفحه نیروسنج تا مرکز صفحه نیروسنج است که این مقدار برابر است با ۰/۰۴۳. M_Y گشتاور نیرو حول محور فرونتال، F_X مؤلفه افقی نیروی عکس‌العمل زمین در جهت قدامی خلفی، و F_Z مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین است. در ادامه برای محاسبه برایند COP_{AP} برگرفته از پای راست (R) و پای چپ (L) از معادله (۲) استفاده شد.

معادله ۲. برایند مرکز فشار قدامی– خلفی برگرفته از دو صفحه نیروسنج

$$COP_{NET-AP} = [COP_{L-AP}\times (F_{Z-L} / F_{Z-L}+F_{Z-R})] + [COP_{R-AP}\times (F_{Z-R} / F_{Z-L}+F_{Z-R})]$$

در معادله (۲) F_{Z-L} و F_{Z-R} به ترتیب نیروی عمودی از صفحه نیروسنج چپ و راست و COP_{L-AP} و COP_{R-AP} مرکز فشار قدامی –خلفی از صفحه نیروسنج چپ و راست است. برای محاسبه جابه‌جایی COP_{AP}، میانگین COP_{AP} در طول مرحله حالت پایدار از COP_{AP} در مرحله ASA برای هر کوشش کسر شد.

تحلیل مؤلفه‌های اصلی: هدف از این مرحله از تحلیل شناسایی گروه‌های عضلانی (حالات عضلات[1]) است که کوواریانسی از سطوح فعال‌سازی ($IEMG_{NORM}$) از خود نشان می‌دهند. از حالات عضلات (M-modes) به عنوان متغیرهای پایه در تحلیل‌های بیشتر از همکوشی عضلات مورد استفاده قرار می‌گیرد. این مرحله، ابعاد زیاد در فضای فعال‌سازی عضلانی (۱۴ بعد برابر با ۱۴ عضله) را به ابعاد کمتر در فضای حالات عضلات کاهش می‌دهد. به طور خلاصه، برای این کار تحلیل مؤلفه‌های اصلی[2] (PCA) بر ماتریس همبستگی داده‌های IEMG همراه با چرخش واریمکس و استخراج عامل‌ها توسط نرم‌افزار اس پی اس اس صورت گرفت. در این مطالعه تصمیم گرفته شد که چهار مؤلفه اصلی اول را به عنوان مؤلفه‌های اصلی خروجی تحلیل مؤلفه‌های اصلی انتخاب کنیم. بررسی چشمی نمودار اسکری[3] نیز صحت این انتخاب را تأیید نمود. این عامل‌های استخراج‌شده (بردار ویژه[4]) به عنوان حالات عضلات در

1- Muscle Modes
2- Principal Component Analysis
3- Scree Plot
4- Eigenvector

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

نظر گرفته شدند. جهت محاسبه دامنه حالات عضله، بردارهای ویژه (حالات عضلات) در داده‌های IEMG معادل آن توسط معادله (۳) ضرب شدند. بنابراین داده‌های دامنه حالات عضله یک سری زمانی را تشکیل دادند.

معادله ۳. دامنه حالات عضلات

$$\overline{M-mode} = \text{M-mode} \times \text{IEMG}_{\text{C-N}}$$

در معادله (۳) $\overline{M-mode}$ دامنه حالات عضلات، M-mode حالت عضله یا همان بردارهای ویژه به دست آمده از تحلیل PCA و $\text{IEMG}_{\text{C-N}}$ انتگرال فعالیت عضلانی اصلاح‌شده و نرمال شده می‌باشد.

محاسبه ماتریس ژاکوبین: دامنه حالات عضلات (ΔM) و COP_{AP} از طریق فیلتر ۲۰ هرتز پایین گذر مرتبه دوم باتر ورث مجدداً فیلتر شدند. روابط خطی بین تغییرات کوچک در دامنه حالات عضله (ΔM) و تغییر در متغیر اجرا ($\Delta \text{COP}_{\text{AP}}$) فرض شده است (معادله ۴). در محاسبه رگرسیون چندگانه چهار دامنه حالات عضلات به عنوان متغیرهای مستقل و جابه‌جایی COP به عنوان متغیر وابسته وارد تحلیل شدند

معادله ۴. معادله پیش بین رگرسیون تغییرات در مرکز فشار به واسطه تغییرات در حالات عضلات

$$\Delta \text{COP}_{\text{AP}} = (K_1 \times \Delta M_1) + (K_2 \times \Delta M_2) + (K_3 \times \Delta M_3) + (K_4 \times \Delta M_4)$$

در معادله (۴)، K ضرایب غیر استانداردشده معادله پیش بین رگرسیون است. این ضرایب غیر استانداردشده را در خروجی داده‌های اس پی اس اس در جدول مربوط به ضرایب[1] تحت ستون B می‌توان به دست آورد. این ضرایب را به صورت جداگانه در یک ماتریس قرار داده که ماتریس به دست آمده ماتریس ژاکوبین خواهد بود (معادله ۵).

معادله ۵. ماتریس ژاکوبین ضرایب غیراستاندارد شده

$$J = [K_1 \quad K_2 \quad K_3 \quad K_4]^T$$

در معادله (۵) علامت T نشان‌دهنده علامت ماتریس وارونه[2] است.

تحلیل مانیفولد کنترل نشده: در تحلیل مانیفولد کنترل نشده، واریانس کوشش به کوشش در فضای متغیرهای پایه به دو مؤلفه واریانس تقسیم می‌شوند. اولین مؤلفه واریانس منطبق بر فضای تهی (UCM) قرار می‌گیرد که در آن متغیر

1- Coefficients
2- Transpose

Copyright ©The authors

اجرای انتخاب‌شده تغییری نمی‌کند. دومین مؤلفه واریانس، به صورت متمم عمود بر UCM قرار دارد. با مقایسه این دو مؤلفه واریانس، که بر اساس تعداد ابعاد زیر فضای مربوط به خود نرمال شده‌اند، شاخصی از واریانس ایجاد می‌کنند که مطابق با تثبیت متغیر اجرای انتخاب‌شده است.

میانگین دامنه هر یک از حالات عضله در طول بازه زمانی مربوطه از بردار تغییرات هر یک از دامنه‌های حالات عضله (ΔM) از طریق معادله (۶) کسر شد. بنابراین نتیجه به دست آمده یک بردار زمانی دماند[1] ($x-\bar{x}$) است.

معادله ۶. بردار دماند حالات عضله

$$\Delta M_{demeaned} = \Delta M - \overline{M - modes}$$

در معادله (۶)، $\Delta M_{demeaned}$ بردار دماند حالات عضله و $\overline{M - modes}$ میانگین دامنه حالات عضلات می‌باشند. از طرفی دیگر فضای تهی[2] ماتریس ژاکوبین به عنوان تقریبی از UCM توسط متلب محاسبه می‌شود. بنابراین فضای تهی همان فضای فرعی UCM است که کنترل‌کننده سعی دارد در این فضای فرعی متغیر اجرا (COP_{AP}) را به واسطه کوواریانس متغیرهای پایه (حالات عضلات) ثابت نگه دارد. فضای تهی ماتریس ژاکوبین (J)، مجموعه‌ای از بردارهای راه حل (x) یک سیستم در معادله Jx=0 است. در ادامه فضای تهی توسط بردارهای ویژه پایه[3] (ε_i) اسپن[4] می‌شود.

در انتهای تحلیل UCM، بردار دماند حالات عضلات بر فضای تهی ترسیم می‌شود. به این معنی که بردار دماند حالات عضلات بر دو مؤلفه هم‌راستا (معادله ۷) و عمود (معادله ۸) از طریق محاسبات مثلثاتی تبدیل می‌شود.

معادله ۷. پروجکشن بردار دماند حالات عضلات موازی با فضای تهی

$$f_{ucm} = \sum_{i=1}^{n-d} (\varepsilon_i^T \times \Delta M_{demeaned})^T \times \varepsilon_i^T$$

معادله ۸. پروجکشن بردار دماند حالات عضلات عمود بر فضای تهی

$$f_{ort} = \Delta M_{demeaned} - (f_{ucm})^T$$

در معادله (۷)، n تعداد اجزای ماتریس ژاکوبین (تعداد متغیرهای پایه در تحلیل UCM) و d تعداد متغیر اجرا است. همان طور که اشاره شد تعداد متغیرهای پایه یا همان تعداد حالات عضله واردشده در تحلیل رگرسیون که سعی در

1- Demeaned
2- Null Space
3- Basis Eigenvectors
4- Spanned

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

باثبات کردن متغیر اجرا (COP_{AP}) را دارند، چهار است و متغیر اجرا نیز یک است. بنابراین در این وضعیت تعداد درجات آزادی (n-d) برابر با سه است. بنابراین سیستم ما همچنان یک سیستم افزونه است.

محاسبه شاخص همکوشی: در آخرین مرحله، واریانس کوشش به کوشش هر یک از این دو زیر فضا (V_{ORT} و V_{UCM}) و واریانس کل (V_{TOT}) که توسط تعداد درجات آزادی نرمال شده‌اند نیز از طریق معادلات (۹، ۱۰ و ۱۱) محاسبه شدند.

معادله ۹. واریانس موازی با UCM

$$V_{UCM} = \sigma^2_{UCM} = \frac{1}{(n-d)N} \sum_{i=1}^{N} |f_{UCM}|^2$$

معادله ۱۰. واریانس عمود بر UCM

$$V_{ORT} = \sigma^2_{ORT} = \frac{1}{dN} \sum_{i=1}^{N} |f_{ORT}|^2$$

معادله ۱۱. واریانس کل در فضای UCM

$$V_{TOT} = \sigma^2_{TOT} = \frac{1}{(n+d)N} \sum_{i=1}^{N} |\Delta M_{demeaned}|$$

در معادلات (۹، ۱۰ و ۱۱) N تعداد بازه‌های زمانی در هر تحلیل یا به عبارتی تعداد سطرهای ماتریس واردشده در تحلیل می‌باشند که توسط درجات آزادی تعدیل شده‌اند. جهت کمی سازی مقدار نسبی واریانس که مطابق باثبات COP_{AP} است، ΔV را به عنوان شاخص همکوشی را از طریق معادله (۱۲) محاسبه می‌کنیم.

معادله ۱۲. شاخص همکوشی (دامنه ASA)

$$\Delta V = (V_{UCM} - V_{ORT}) / V_{TOT}$$

برای مقایسه بهتر شاخص‌های همکوشی از طریق معادله z فیشر به نمره‌های نرمال شده z تبدیل می‌شوند. از آنجایی که تمامی واریانس‌های محاسبه‌شده در معادلات (۹، ۱۰ و ۱۱) به ازای درجات آزادی محاسبه شده‌اند. بنابراین معادله z فیشر را مطابق با مرزهای ΔV تعدیل می‌کنیم (معادله ۱۳). بنابراین مطابق با درجات آزادی، مرز شاخص همکوشی (ΔV) بین ۱/۳۳ (زمانی که تمام شاخص‌های همکوشی درون UCM باشند) و چهار (زمانی که تمام واریانس‌ها در زیر فضای عمود قرار گرفته باشند) است.

معادله ۱۳. معادله z فیشر جهت نرمال سازی شاخص همکوشی

Copyright ©The authors

$$\Delta V_Z = \frac{1}{2} \times \text{Log}\left[\frac{4+\Delta V}{1.33-\Delta V}\right]$$

محاسبه زمان وقوع ASA: جهت تعریف زمان آغاز ASA (t_{ASA})، میانگین بزرگی و انحراف استاندارد مقادیر ΔV تبدیل‌شده به z (ΔV_Z) برای بازه زمانی از ۲۰۰- میلی‌ثانیه قبل از t_0 برای هر شرکت‌کننده محاسبه می‌شود. لحظه‌ای از زمان که تفاوت در ΔV_Z ($\Delta\Delta V_Z$) بیشتر از یک انحراف استاندارد از میانگین این مقدار در بازه زمانی ASA باشد به عنوان t_{ASA} در نظر گرفته می‌شود (Skm et al., 2010).

محاسبه خطای ثابت و متغیر: جهت تحلیل داده‌های برگرفته از زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی، میانگین خطای ثابت مطلق[1] ($|CE|$) از طریق معادله (۱۴) و خطای متغیر[2] (VE) از طریق معادله (۱۵) محاسبه شد.

معادله ۱۴. خطای ثابت در زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی

$$CE=\left|\frac{\sum(Xi-T)}{N}\right|$$

معادله ۱۵. خطای متغیر در زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی

$$VE=\sqrt{\frac{\sum(Xi-M)^2}{N}}$$

در معادلات (۱۴ و ۱۵) T موقعیت زمانی یا مکانی هدف، x موقعیت مکانی یا زمانی محرک در لحظه قطع لیزر در هر کوشش و N تعداد کوشش‌ها است. مقدار مکانی یا زمانی (X_i-T) به عنوان داده خروجی نرم‌افزار زمان‌بندی پیش‌بینی انطباقی است. همچنین M میانگین موقعیت زمانی یا مکانی محرک در لحظه قطع لیزر محاسبه شده از کوشش‌های هر شرکت‌کننده است.

روش تحلیل آماری

اطلاعات توصیفی مانند سطح مهارت، زمان وقوع و دامنه اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه و همچنین خطای ثابت و متغیر در اجرای افراد به صورت میانگین و انحراف استاندارد توسط جداول نمایش داده شد. از تحلیل مولفه‌های اصلی جفت بررسی حالات عضلات و از رگرسیون چند متغیره جهت یافتن ماتریس ژاکوبین استفاده می شود. برای بررسی ارتباط بین دامنه و زمان وقوع ASA و خطای پیش‌بینی انطباقی از ضریب همبستگی پیرسون با سطح معنی‌داری α=۰/۰۵ استفاده شد.

1- Absolute constant error
2- Variable error

Copyright ©The authors

یافته‌ها

میانگین و انحراف استاندارد سن شرکت‌کنندگان و خطای ثابت و متغیر در ضربه فورهند تنیس روی میز در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول۱ آمار توصیفی مربوط به خطای ثابت و متغیر و زمان شروع و دامنهASA

تعداد	سن	خطای ثابت	خطای متغیر	زمان وقوع ASA	دامنه ASA
۲۰	۱۹/۲±۰/۹۲۰	۰/۱۶۳±۰/۱۲۷	۰/۲۰۷±۰/۱۴۴	۱۱۴/۳±۱۵/۹۹۵	۰/۲۴۳±۰/۱۷۵

در ارتباط با بررسی وقوع ASA در میان عضلات سهیم در ضربه فورهند تنیس روی میز یافته‌های مربوط به یک شرکت کننده نمونه ارائه شده است. نتایج آزمون کفایت حجم نمونه کایزر- مایر- الکین (KMO) و آزمون کرویت بارتلت در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲ آزمون بارتلت و کایزر- مایر-اولکین

مقیاس کایزر-مایر- اولکین جهت کفایت نمونه‌گیری		۰/۷۸۳
آزمون کرویت بارتلت	تقریب خی-دو	۱۶۲۶/۸۸۴
	درجه آزادی	۹۱
	معنی‌داری	۰/۰۰۰

با توجه به مقدار مطلوب مقیاس کایزر-مایر- اولکین و معنی داری آزمون کرویت بارتلت اجرای تحلیل مؤلفه‌های اصلی میسر می باشد. تحلیل مؤلفه‌های اصلی ۱۴ عضله بررسی شده در جدول ۳ ارائه شده است.

جدول ۳ واریانس کل تبیین شده

مؤلفه	مقادیر ویژه اولیه			مجموع مربع بارهای استخراجی			مجموع مربع بارهای چرخش یافته		
	کل	درصد واریانس	درصد تجمعی	کل	درصد واریانس	درصد تجمعی	کل	درصد واریانس	درصد تجمعی
۱	۵/۱۹۵	۳۷/۱۰۹	۳۷/۱۰۹	۵/۱۹۵	۳۷/۱۰۹	۳۷/۱۰۹	۳/۲۵۱	۲۳/۲۲۰	۲۳/۲۲۰
۲	۱/۹۴۵	۱۳/۸۹۵	۵۱/۰۰۴	۱/۹۴۵	۱۳/۸۹۵	۵۱/۰۰۴	۲/۷۶۸	۱۹/۷۶۹	۴۲/۹۸۹

Copyright ©The authors

۳	۱/۶۷۶	۱۱/۹۷۱	۶۲/۹۷۵	۱/۶۷۶	۱۱/۹۷۱	۶۲/۹۷۵	۲/۰۰۷	۱۴/۳۳۸	۵۷/۳۲۷
۴	۱/۰۰۵	۷/۷۸۱	۷۰/۱۵۶	۱/۰۰۵	۷/۷۸۱	۷۰/۱۵۶	۱/۷۹۶	۱۲/۸۳۰	۷۰/۱۵۶
۵	۱/۰۰۱	۷/۱۴۷	۷۷/۳۰۳						
۶	۰/۷۴۷	۵/۳۳۶	۸۲/۶۳۹						
۷	۰/۵۷۴	۴/۱۰۱	۸۶/۷۴۰						
۸	۰/۴۷۴	۳/۳۸۵	۹۰/۱۲۵						
۹	۰/۴۱۵	۲/۹۶۷	۹۳/۰۹۳						
۱۰	۰/۳۳۴	۲/۳۸۴	۹۵/۴۷۷						
۱۱	۰/۲۲۵	۱/۶۰۴	۹۷/۰۸۱						
۱۲	۰/۱۸۸	۱/۳۴۰	۹۸/۴۲۱						
۱۳	۰/۱۴۵	۱/۰۳۵	۹۹/۴۵۷						
۱۴	۰/۰۷۶	۰/۵۴۳	۱۰۰/۰۰۰						

روش چرخش: واریمکس

در ستون واریانس تجمعی نتایج نشان داد که چهار مؤلفه اول، ۷۰/۱۵۶ درصد واریانس کل عضلات را تبیین می‌کنند. بنابراین این چهار مؤلفه به عنوان حالات عضلات در نظر گرفته می‌شوند. در جدول ۴ ماتریس الگوی مؤلفه‌ها بعد از چرخش ارائه شده است که شامل بارهای عاملی هر یک از عضلات در چهار حالات عضله (مؤلفه اصلی) می‌باشند. هر چقدر مقدار قدر مطلق این ضرایب بیشتر باشد. عضله مربوطه نقش بیشتری در کل تغییرات (واریانس) عضلات مورد نظر دارد.

جدول ۴ ماتریس مؤلفه‌ها بعد از چرخش واریمکس

عضلات	حالات عضله			
	۱	۲	۳	۴
مورب شکمی	۰/۸۱۶	۰/۲۵۴	-۰/۱۷۸	-۰/۰۶۲
دلتوئید	۰/۷۸۴	۰/۲۰۳	۰/۲۲۹	۰/۴۰۰
راست رانی	۰/۶۸۱	-۰/۰۳۳	۰/۳۷۱	۰/۴۳۶
راست نگه‌دارنده ستون مهره‌ها	۰/۶۴۵	۰/۱۰۱	۰/۱۴۹	-۰/۱۱۳
فلکسور مچ دست	۰/۶۲۸	۰/۶۱۲	۰/۳۱۹	-۰/۰۶۴
دو سر بازویی	۰/۴۰۱	۰/۷۷۱	۰/۳۳۵	۰/۰۶۴

Copyright ©The authors
Publisher: University of Tabriz

دو سر رانی	۰/۲۴۵	۰/۷۰۵	۰/۰۳۳	۰/۲۰۰
سه سر بازویی	۰/۳۳۷	−۰/۶۷۲	۰/۲۶۶	۰/۳۳۱
دوقلو	۰/۲۴۸	۰/۶۶۱	۰/۲۳۱	۰/۳۷۵
سینه‌ای بزرگ	۰/۰۱۲	۰/۰۶۱	۰/۹۰۱	−۰/۱۲۱
اکستنسور مچ دست	۰/۴۳۹	۰/۳۶۲	۰/۶۸۳	−۰/۰۷۵
درشت نئی قدامی	−۰/۰۸۰	۰/۳۸۸	−۰/۳۷۶	۰/۷۱۵
راست شکمی	۰/۲۹۷	۰/۰۹۰	۰/۰۳۴	۰/۵۴۸
پشتی بزرگ	−۰/۱۱۵	−۰/۰۴۱	−۰/۰۶۲	۰/۵۴۷

همان طور که در جدول ۴ نشان داده شده است، از میان ۱۴ عضله، چهار حالت عضلانی شکل گرفته‌اند که معرف این گروه‌ها به ترتیب عضلات مورب شکمی، دو سر بازویی، سینه‌ای بزرگ و درشت نئی قدامی می‌باشد.

نتایج تحلیل رگرسیون چندگانه نشان داد که حالات عضلات مورب شکمی، دو سر بازویی، سینه‌ای بزرگ و درشت نئی قدامی به طور معنی‌داری تغییرات در جابه‌جایی قدامی خلفی COP را پیش‌بینی می‌کنند (R^2=۰/۹۸۸، P<۰/۰۰۰۵، $F_{(3,196)}$=۴۱۸۱۲/۳۸۶). نتایج خلاصه الگو رگرسیون نشان می‌دهد که حالات عضلات مورب شکمی، دو سر بازویی، سینه‌ای بزرگ و درشت نئی قدامی ۰/۹۹۸ درصد از تغییرپذیری در جابه‌جایی قدامی خلفی COP را پیش‌بینی می‌کنند. بنابراین این الگو از قدرت پیش‌بینی بسیار بالایی برخوردار است (جدول ۵). همچنین ضرایب استاندارد نشده برای ساخت معادله رگرسیون در جدول ۶ نشان داده شده است.

جدول ۵ خلاصه الگو رگرسیون

الگو	R	مربع R	مربع R اصلاح‌شده	خطای استاندارد تخمین
۱	۰/۹۹۹a	۰/۹۹۸	۰/۹۹۸	۰/۳۹۵۶۸۶۷

a.پیش‌بینی کننده‌ها: (ثابت)، حالت عضله ۱، ۲، ۳، ۴

جدول ۶ ضرایب رگرسیون

الگو	ضرایب غیراستاندارد شده		ضرایب استانداردشده	t	معنی‌داری
	B	S.E.	Beta		
۱ (ثابت)	−۲/۶۳۷	۰/۰۲۱		−۱۲۵/۷۸۲	<۰/۰۰۰۵

Copyright ©The authors

حالت عضله ۱	−۹/۶۷۰	۰/۰۳۰	−۰/۹۲۷	−۳۲۰/۵۸۰	<۰/۰۰۰۵
حالت عضله ۲	−۳/۷۳۱	۰/۰۷۴	−۰/۱۰۹	−۵۰/۱۹۳	<۰/۰۰۰۵
حالت عضله ۳	−۱/۹۳۹	۰/۰۲۶	−۰/۲۱۸	−۷۳/۵۷۳	<۰/۰۰۰۵
حالت عضله ۴	۲/۰۷۷	۰/۰۴۶	۰/۰۹۹	۴۴/۸۶۱	<۰/۰۰۰۵

با توجه به جدول ۶ معادله پیش بین تغییرات در جابه‌جایی مرکز فشار قدامی خلفی به واسطه تغییرات در حالات عضلات به صورت زیر می‌باشد.

$$\Delta COP_{AP} = -۲/۶۳۷ - (۹/۶۷ \times OB) - (۳/۷۳۱ \times BI) - (۱/۹۳۹ \times PM) + (۲/۰۷۷ \times TA)$$

در معادله پیش‌بین فوق OB، BI، PM و TA بردار دماند دامنه حالات عضلات ($\Delta M_{demeaned}$) هستند که به ترتیب توسط عضلات مورب شکمی، دو سر بازویی، سینه‌ای بزرگ و درشت نئی قدامی معرفی شده بودند. بنابراین ماتریس ژاکوبین این چهار حالات عضله به قرار زیر است.

$$J = [-۹/۶۷ \quad -۳/۷۳۱ \quad -۱/۹۳۹ \quad ۲/۰۷۷]^{T}$$

در ماتریس فوق علامت T نشان‌دهنده ماتریس وارونه می‌باشد. همچنین ماتریس بردار ویژه این ماتریس ژاکوبین به صورت زیر است

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} -۰/۳۴۷۲ & -۰/۱۸۰۴ & ۰/۱۹۳۳ \\ ۰/۹۳۶۶ & -۰/۰۳۳۰ & ۰/۰۳۵۳ \\ -۰/۰۳۳۰ & ۰/۹۸۲۹ & ۰/۰۱۸۴ \\ ۰/۰۳۵۳ & ۰/۰۱۸۴ & ۰/۹۸۰۳ \end{bmatrix}$$

جهت تایید وقوع ASA نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد که تفاوت معنی‌داری در شاخص همکوشی بین مراحل مختلف مطالعه وجود دارد ($F_{(۴, ۳۶)} = ۴/۸۸۷$، $P = ۰/۰۰۳$ ، Wilk's λ=۰/۶۸۴، partial $\eta^2 = ۰/۳۵۲$). مقایسه‌های جفتی بین مراحل مختلف (جدول ۷) نشان داد که این تفاوت معنی‌دار بین مرحله (ASA) با سایر مراحل تحت مطالعه است.

Copyright ©The authors
Publisher: University of Tabriz

جدول ۷ مقایسه‌های جفتی

عامل ۱	عامل ۲	اختلاف میانگین عامل ۱ و ۲	S.E.	معنی‌داری
ASAمرحله	مرحله حالت پایدار	-۰/۲۲۸	۰/۰۸۶	*۰/۰۱۲
ASAمرحله	مرحله گذر	-۰/۳۳۹	۰/۰۹۸	*۰/۰۰۱
مرحله حالت پایدار	مرحله گذر	-۰/۱۱۲	۰/۰۹۷	۰/۲۵۸

بر اساس میانگین مرزی تخمین زده‌شده.

* اختلاف میانگین‌ها در سطح ۰/۰۵ معنی‌دار است.

اصلاح برای مقایسه‌های چندگانه: روش حداقل تفاوت معنی‌دار (LSD). (معادل با هیچ اصلاح)

همان طور که در جدول ۷ مشاهده می‌شود میزان شاخص همکوشی در مرحله ASA از سایر مراحل کمتر است. معنی داری این افت در شاخص همکوشی در این مرحله نشان‌دهنده وقوع ASA در این مرحله است.

در بررسی ارتباط بین زمان شروع و دامنه ASA با خطای ثابت و متغیر در اجرای ضربه فورهند تنیس روی میز، نتایج همبستگی گشتاوری پیرسون نشان داد که زمان شروع و دامنه ASA با خطای متغیر و ثابت ارتباط معنی داری ندارند (جدول ۸).

جدول ۸ همبستگی پیرسون جهت ارتباط زمان شروع و دامنه ASA با خطای ثابت و متغیر

	زمان شروع ASA		دامنه ASA	
	همبستگی پیرسون	معنی‌داری (۲ دامنه)	همبستگی پیرسون	معنی‌داری (۲ دامنه)
خطای ثابت	-۰/۳۵۲	۰/۱۲۸	-۰/۰۸۸	۰/۷۱۱
خطای متغیر	-۰/۳۸۵	۰/۰۹۳	۰/۰۶۵	۰/۷۸۷
دامنه ASA	۰/۶۶۹	۰/۰۰۱*		

بحث و نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر این فرض وجود داشت که همکوشی چند عضله‌ای باثبات کننده موقعیت مرکز فشار در جهت قدامی – خلفی قبل از شروع جابه‌جایی مرکز فشار (در مرحله حالت پایدار) وجود دارد و این همکوشی می‌بایست قبل از اجرای ضربه فورهند تنیس روی میز ضعیف شود تا اجرای تکلیف و رسیدن به توازن بعدی مقدور باشد. نتایج مطالعه حاضر از این فرض حمایت می‌کند. به طور خاص نتایج مطالعه حاضر نشان داد که قبل از شروع ضربه فورهند تنیس

Copyright ©The authors

روی میز افتی در میزان شاخص همکوشی‌های چند عضله‌ای (چند حالت عضله‌ای) باثبات کننده مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی مشاهده شد که به عنوان ناپدید شدن همکوشی موجود یا ASA در نظر گرفته می‌شود.

علت بیان همکوشی چند حالت عضله‌ای به جای چند عضله‌ای این است که در مطالعه حاضر بر این فرض هستیم که کنترل عصبی سیستم فزونی چند عضله‌ای ما بر اساس الگو کنترلی سلسله مراتبی است که دارای حداقل دو سطح است. در سطح پایین این سلسله‌مراتب عضلات با یکدیگر ترکیب‌شده و یک گروه عضلانی تشکیل می‌دهند به گونه‌ای که هر یک از این عضلات در درون این گروه می‌توانند تغییرات موازی در سطوح فعال‌سازی عضله ایجاد کنند. برخی از مطالعات این گروه عضلانی را به عنوان همکوشی در نظر می‌گیرند (Ting & Macpherson, 2005; Torres-Oviedo & Ting, 2010). درحالی‌که در مطالعه حاضر در توافق با گروه دیگری از مطالعات (Klous et al., 2011; Krishnamoorthy, Goodman, et al., 2003) این گروه‌های عضلانی را به عنوان حالات عضلات یا همکوشی نوع B (Latash, 2021) در نظر می‌گیریم. به این معنی که این حالات عضلات را به عنوان متغیرهای پایه در نظر گرفته و سپس به بررسی همکوشی (نوع C) در میان این متغیرهای پایه (حالات عضلات) می‌پردازیم. در سطح بالاتر این سلسله‌مراتب فرضی، متغیرهای معدودی دست‌کاری می‌شوند که مطابق با محصول (ترکیب عضلات در یک حالت عضله) هر یک از حالات عضلات است. به این معنی که در سطح بالاتر سلسله‌مراتب، این حالات عضلات هستند که توسط کنترل‌کننده دست‌کاری می‌شوند (نه تک‌تک عضلات). این سطح از این سلسله‌مراتب، سطحی است که کوواریانس متغیرهای پایه (حالات عضلات) به گونه‌ای سازمان‌دهی می‌شوند که یک رفتار باثبات ویژه تکلیف را تولید کنند (Latash & Zatsiorsky, 2015). این اصلاحات کوواریانسی متغیرهای پایه که اکثر واریانس‌های متغیر پایه را به عنوان واریانس خوب نگه می‌دارد را همکوشی در نظر می‌گیریم. به این معنی که این واریانس‌ها بر مقدار و نیم رخ زمانی متغیر اجرای مهم (باثبات نگه‌داشتن COP) تأثیری ایجاد نمی‌کنند. این مفهوم، ارتباط بیشتری با همکوشی باثبات کننده متغیر اجرا (همکوشی نوع C) دارد و با مفهوم متغیرهایی که مقیاس بندی موازی دارند (همکوشی نوع B) کاملاً متفاوت است (Latash, 2021).

الگوهای کوواریانس عضلات در ضربه فورهند تنیس روی میز با استفاده از فرضیه مانیفولد کنترل نشده (Latash, 2024) مورد تحلیل قرار گرفت. بر اساس فرضیه مانیفولد کنترل نشده، کنترل‌کننده مرکزی در فضای متغیرهای پایه (حالات عضلات) عمل می‌کند و در این فضا، یک فضای فرعی (UCM) ایجاد می‌کند که مطابق با ارزش مطلوب متغیر اجرا (میزان باثبات نگه‌داشتن COP) می‌باشد. علاوه بر این، تغییرپذیری در فضای متغیرهای پایه در طول کوشش‌های تکراری یک تکلیف درون فضای UCM کمتر از فضای عمود بر UCM محدود می‌شود. به عبارتی دیگر، واریانس در میان مجموعه از

Copyright ©The authors

متغیرهای پایه شامل دو مؤلفه واریانس خوب و واریانس بد است که در ارتباط با متغیر اجرا می‌باشند. واریانس خوب تأثیری بر متغیر اجرا نخواهد داشت درحالی‌که واریانس بد بر متغیر اجرا تأثیر می‌گذارد (Klous et al., 2011).

قبل از اجرای ضربه فورهند تنیس روی میز و حدود ۱۰۰- الی ۱۵۰- میلی‌ثانیه قبل از شروع حرکت (۱۵/۹۹۵±۱۱۴/۳)، افت در شاخص همکوشی در تمامی اجراهای شرکت‌کنندگان به وقوع پیوست. این افت در شاخص همکوشی، قبل از بروز هر گونه تغییر قابل‌مشاهده در میانگین سیگنال‌های EMG در طول کوشش‌ها مشاهده شد. این توانایی سیستم عصبی مرکزی برای تولید تغییرات مهم عملکردی در متغیرهای کنترل در پیش‌بینی شروع یک عمل به عنوان اصلاحات همکوشی پیش‌بینانه در مطالعات گذشته (Kim et al., 2006; Olafsdottir et al., 2008; Shim et al., 2006) نیز معرفی شده است. هم‌راستا با مطالعات گذشته (Klous et al., 2011; Yun Wang et al., 2006) که با رویکرد UCM همکوشی چند عضله‌ای مربوط به تغییرات در COP را بررسی کرده بودند، مطالعه حاضر نشان داد که انتگرال مقیاس‌های تغییرات در فعالیت حالات عضلات می‌توانند برای باثبات نگه‌داشتن میانگین مقدار جابه‌جایی COP در جهت قدامی خلفی در مرحله حالت پایدار، با یکدیگر کوواریانس داشته باشند که برای اجرای سریع حرکت ارادی همراه با افت پیش‌بینانه در شاخص همکوشی قبل از آغاز حرکت بوده است تا تغییرات در COP و اجرای حرکت را تسهیل نمایند.

اگر هدف اصلی همکوشی باثبات نگه‌داشتن مقدار متغیر اجرا باشد، تلاش برای تغییر این متغیر در زمان وجود این همکوشی، ممکن است با مقاومت همکوشی در برابر تغییرات مواجه شود. با این حال اگر کنترل‌کننده، برنامه‌ریزی کند که یک تغییر سریع در این متغیر اجرا (مانند جابه‌جایی مختصات COP) به وجود آورد، حذف کردن یا کاهش همکوشی باثبات کننده این متغیر اجرا به نظر راهبرد قابل قبولی می‌باشد (Yun Wang et al., 2006). نتایج مطالعه حاضر مبنی بر وقوع ASA در شرایط تکلیف ضربه فورهند تنیس روی میز با یافته‌های برخی از مطالعات که به بررسی همکوشی حالات عضلات باثبات کننده COP پرداخته بودند مغایرت دارد. در برخی از مطالعات، محققان نتوانستند چنین تغییراتی را در شاخص همکوشی مشاهده کنند (Krishnamoorthy, Goodman, et al., 2003; Krishnamoorthy, Latash, et al., 2003) به این معنی که در این مطالعات ASA مشاهده نشد. به نظر می‌رسد که علت مشاهده نشدن ASA در آن مطالعات به دلیل تغییرات COP نسبتاً کوچک و با سرعت کم بوده درحالی‌که در مطالعه حاضر ضربه فورهند تنیس منجر به تغییرات بزرگ و سریع در مختصات COP می‌شود.

. بر این اساس در توافق با مطالعه آساکا[1] و همکاران (۲۰۰۸) این انتظار می رود که کنترل‌کننده، به صورت بهینه از درجات آزادی موجود استفاده کند. به طور خاص، انتظار می رفت که تغییرات در ترکیب متغیرهای پایه (حالات

1- Asaka

Copyright ©The authors

عضلات) و تغییرات در الگوهای کوواریانسی مرتبط با متغیر اجرا (COP) که منجر به بهبود در الگوها و شاخص‌های مربوط به متغیر اجرا مانند بهبود در میزان تغییرپذیری در اجرا شود (Asaka et al., 2008) که نتایج مطالعه حاضر از این فرض حمایت نکرد و رابطه ای بین زمان شروع و دامنه ASA. با خطاها در اجرا مشاهده نشد. با این حال هدف مطالعه حاضر بررسی رابطه علت و معلولی نبوده است، و این موضوع را می‌توان در نظر گرفت که شرکت کنندگان در مطالعه حاضر مبتدی بودند و چنین ارتباطی در این شرکت کنندگان قابل‌توجه و مشهود نبوده است.

نتایج همچنین نشان داد که ویژگی‌های ASA همبستگی مثبتی با یکدیگر دارند.به این معنی که هرچقدر که زمان شروع ASA زودتر بروز کند، دامنه ASA نیز بزرگ‌تر می‌باشد. این نتیجه با یافته‌های مطالعه (Klous et al., 2011; Togo & Imamizu, 2016) همسو است. لذا شروع زودتر و دامنه بزرگ‌تر ASA در بازیکنان اجازه آمادگی بهتر برای اجرای روان‌تر در اجرا را فراهم می‌کند. در این صورت بازیکنان به راحتی قادر به ایجاد تغییرات سریع در COP هستند.

در بررسی ارتباط زمان شروع و دامنه ASA با دقت و تغییرپذیری اجرای ضربه فورهند تنیس روی میز، یافته‌های مطالعه حاضر نشان‌دهنده رد این فرضیه می‌باشد. به این معنی که هیچ ارتباط معنی‌داری بین دامنه و زمان وقوع ASA و دقت و تغییرپذیری اجرا مشاهده نشد. در مطالعه توگو و ایمامیزو[1] (۲۰۱۶) مشاهده شد که هر چقدر افت شاخص همکوشی بیشتر باشد اجرای کنترل نیروی پیشخوراندی نیز بهتر می‌باشد به این معنی که هرچه آغاز ASA زودتر به وقوع بپیوندد و دامنه ASA بزرگ‌تر باشد اجرای شرکت‌کنندگان در تولید نیروی چند انگشتی با خطای نرمال شده کمتر همراه بود. یافته‌های این مطالعه با یافته‌های مطالعه حاضر نا همسو است. توگو و ایمامیزو (۲۰۱۶) گزارش کردند که ASA نشان‌دهنده پیش تنظیمات حرکتی می‌باشد تا به طور دقیق متغیر اجرا را کنترل نماید چرا که در مطالعه آنها پیش تنظیمات در عضلات انگشتان، خطای خروجی را کاهش داد (Togo & Imamizu, 2016). با وجود این ناهم‌سویی در یافته‌ها، تفاوت در نوع تکلیف (تکلیف تولید نیروی چند انگشتی در مقابل ضربه فورهند تنیس روی میز) را نباید نادیده گرفت. در مطالعه حاضر تنها به وجود همبستگی بین ASA و دقت و تغییرپذیری اجرا اشاره شده است و رویکرد مطالعه حاضر ذکر رابطه علت و معلولی نبود. بنابراین بررسی علت وجود ارتباط بین اجرای بازیکنان و دامنه و زمان‌بندی ASA نیاز به مطالعات بیشتر دارد. با این حال به نظر می‌رسد که علت دقت و تغییرپذیری در بازیکنان را در نمی‌توان به تفاوت زمان‌بندی و دامنه ASA افراد ربط داد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که ASA یک پدیده کلی است که تغییرات سریع در متغیر اجرا را تسهیل می‌نماید (Zhou et al., 2013). مطالعات نشان داده‌اند که همکوشی عضلانی در طی فرایند یادگیری یک مهارت حرکتی شکل می‌گیرد. که در طول فرایند یادگیری، ترکیب عضلات تشکیل‌دهنده همکوشی و زمان‌بندی فراخوانی همکوشی ثابت می‌شود

1- Togo & Imamizu

Copyright ©The authors

(Asaka et al., 2008; Danna-dos-Santos et al., 2008). به طوری که محققان در مطالعات مختلف ترکیب همکوشی و زمان فراخوانی همکوشی ثابتی را برای دوچرخه‌سواران ماهر(Hug et al., 2010) و ژیمناست‌های ماهر(Frère & Hug, 2012) در اجرای مهارت ورزشی خود نشان دادند. بنابراین از آنجایی که بازیکنان تنیس روی میز در این مطالعه مبتدی بودند، موضوع دقت و تغییرپذیری اجرا و رابطه آن با اصلاحات همکوشی مشاهده نشد و در مطالعات ذکر شده بازیکنان دوچرخه سوار و ژیمناست ماهر در طول سال‌ها تمرین و کسب تجربه الگوهای همکوشی باثباتی را در خود شکل داده‌اند. بنابراین دقت و تغییرپذیری در اجرای شرکت کنندگان مطالعه حاضر می‌تواند به سایر فرایندها بستگی داشته باشد که نیاز به مطالعه بیشتر دارد.

نتیجه‌گیری

از یافته های این پژوهش میتوان فرض کرد که یک ورزشکار زمانی به عنوان یک فرد ماهر در یک ورزش خاص در نظر گرفته می‌شود که بتواند مهارت‌های حرکتی مربوط به آن ورزش خاص را در سطوح بالای مهارتی اجرا کند. هنگامی که حرکت در اصطلاح اثربخشی یا زیبایی‌شناختی در جامعه ورزشی مورد بحث قرار می‌گیرد، از ثبات کمتر در تحلیل اجرا صحبت به میان می‌اید. درحالی‌که حرکت و ثبات بخش جدایی‌ناپذیر تحلیل اجرا می‌باشند و در فعالیت‌های ورزشی پیوند قوی با یکدیگر دارند. چرا که هیچ حرکت تکنیکی ورزشی بدون ثبات موثر و کارآمد بدن به دست نمی‌آید (Paillard, 2019). یک ورزشکار ماهر که سطح بالایی از مهارت را با سرعت و چابکی از خود نشان می‌دهد، ضرورتاً نیازمند سطح بالایی از کنترل پیشخوراندی نیز می‌باشد. به این معنی که می‌بایست توانایی بالایی در حفظ ثبات در موقعیت‌های مختلف و به ویژه در محیط‌ها و موقعیت‌های مربوط به ورزش خود تا حد ممکن با کمترین صرف انرژی از خود نشان دهد (Asseman et al., 2008). شواهد پیشنهاد می‌کنند که یک رابطه‌ای بین ماهر بودن در ورزش و کنترل پیشخوراندی در آن سطح از ورزش وجود دارد. پس از آنجایی که این مطالعه بازیکنان مبتدی را در نظر گرفته بود این فرض فوق میتواند به عنوان یک رویکرد پژوهشی در آینده مورد بررسی قرار گیرد. در پایان می توان پیشنهاد کرد با وجود اینکه ASA با خطاهای اجرا در ارتباط نبود؛ اما این موضوع منجر به نفی تأثیرگذاری ASA نمی‌شود. احتمالاً نقش ASA در فرایندهای یادگیری و کسب تجربه شکل می‌گیرد.

تقدیر و تشکر

نویسندگان این پژوهش بر خود لازم می‌دانند از تمامی شرکت کنندگان در این مطالعه سپاسگزاری نمایند.

تعارض منافع

نویسندگان اعلام میدارند که هیچگونه تعارض منافعی وجود ندارد

Copyright ©The authors

References:

Abdoli, B., Farsi, A., & Ramezanzade, H. (2013). Comparison the effect of increasing and decreasing contextual interference with the change motor program on the task of learning anticipation timing coincidence and error detection capability. *Motor Behavior*, *5*(13), 57–75 [in persian] .

Asaka, T., Wang, Y., Fukushima, J., & Latash, M. L. (2008). Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Experimental Brain Research*, *184*(3), 323–338. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00221-007 ۲-۱۱۰۱-

Asseman, F. B., Caron, O., & Crémieux, J. (2008). Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? *Gait & Posture*, *27*(1), 76–81. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.01.004

Chen, B., Lee, Y. J., & Aruin, A. S. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in conditions of body asymmetry induced by holding an object. *Experimental Brain Research*, *233*(11), 3087–3096. https://doi.org/10.1007/s002 ۷-٤۳۷۷-۰۱٥-۲۱

Danna-dos-Santos, A., Degani, A. M., & Latash, M. L. (2008). Flexible muscle modes and synergies in challenging whole-body tasks. *Experimental Brain Research*, *189*(2), 171–171. https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00221-008-1413-x

Duncan, M. J., Stanley, M., Smith, M., Price, M. J., & Leddington Wright, S. (2015). Coincidence anticipation timing performance during an acute bout of brisk walking in older adults: Effect of stimulus speed. *Neural Plasticity*, *2015*. https://doi.org/10.1155/2 ۲۱۰۲۱۳/۰۱٥

Everett, R., Strutton, p. H., & McGregor, A. H. (2008). Do asymmetries exist in the trunk muscles and is this influenced by sporting task? *Isokinetics and exercise science*, *16*(4), 255–262. https://doi.org/https://doi.org/10.3233/IES-2008-0316

Fleury, M., Basset, F., Bard, C., & Teasdale, N. (1998). Target speed alone influences the latency and temporal accuracy of interceptive action. *can j Exp psychol*, *52*(2), 84–92. https://doi.org/https://psycnet.apa.org/doi/10.1037/h0087283

Frère, J., & Hug, F. (2012). Between-subject variability of muscle synergies during a complex motor skill. In *Frontiers in Computational Neuroscience* (Vol. 6, pp. 99–99). https://psycnet.apa.org/doi/10.1037/h0087283

Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S. (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*, *108*(6), 1727–1736. https://doi.org/https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01305.2009

Ilmane, N., & LaRue, J. (2008). Modulation of anticipatory postural adjustments in a complex task under different temporal constraints. *Motor Control*, *12*(4), 330–347. https://doi.org/10.1123/mcj.12.4.330

Ilmane, N., & Larue, J. (2011). Modulation of Anticipatory Postural Adjustments in the Anticipation-Coincidence Task. *Journal of Motor Behavior*, *43*(4), 333–343. https://doi.org/10.1080/00222895.2011.594819

Kim, S. W., Shim, J. K., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Anticipatory adjustments of multi-finger synergies in preparation for self-triggered perturbations. *Experimental Brain Research*. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0505-8

Klous, M., Mikulic, P., & Latash, M. L. (2011). Two aspects of feedforward postural control : anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments. *Journal of Neurophysiology*, *105*, 2275–2288. https://doi.org/10.1152/jn.00665.2010

Krishnamoorthy, V., Goodman, S., Zatsiorsky, V., & Latash, M. L. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons: Identification of muscle modes. *Biological Cybernetics*, *89*(2), 152–161. https://doi.org/10.1007/s00422-003-0419-5

Krishnamoorthy, V., Latash, M. L., Scholz, J. P., & Zatsiorsky, V. M. (2003). Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons. *Experimental Brain Research*–۲۸۱ ,(۳)۱۵۲ , .۲۹۲https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00221-003-1574-6

Copyright ©The authors Publisher: University of Tabriz

Krishnamoorthy, V., Latash, M. L., Scholz, J. P., & Zatsiorsky, V. M. (2004). Muscle modes during shifts of the center of pressure by standing persons: Effect of instability and additional support. *Experimental Brain Research*, *157*(1), 18–31. https://doi.org/10.1007/s00221-003-1812-y

Krishnan, V., Latash, M. L., & Aruin, A. S. (2012). Early and late components of feed-forward postural adjustments to predictable perturbations. *Clinical Neurophysiology*. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.014

Latash, M. L. (2021). Understanding and synergy: A single concept at different levels of analysis? *Frontiers in Systems Neuroscience*, *15*, 735406–735406. https://doi.org/https://doi.org/1/۰,۳۳۸۹fnsys.2021.735406

Latash, M. L. (2024). Brief History of the Uncontrolled Manifold Hypothesis and Its Role in Motor Control. *Brazilian Journal of Motor Behavior*, *18*(1), e433–e433. https://doi.org/https://doi.org/10.20338/bjmb.v18i1.433

Latash, M .L., Olafsdottir, H., Shim, J. K., & Zatsiorsky, V. M. (2005). Synergies that stabilize and destabilize action. *From basic motor control to functional recovery—IV. Marin Drinov Academic Publishing House, Sofia, Bulgaria*, 19–25 .

Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. (2015). *Biomechanics and motor control: defining central concepts*. Academic Press .

Millslagle, D. G. (2008). Effects of increasing and decreasing intratrial stimulus speed on coincidence-anticipation timing. *Perceptual and Motor Skills*(107), 373–38 .۲ https://doi.org/https://doi.org/10.2466/pms.107.2.373-382

Olafsdottir, H., Yoshida, N., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2005). Anticipatory covariation of finger forces during self-paced and reaction time force production. *Neuroscience Letters*, *38*-۱)۱ .۹۶–۹۲ ,(۲https://doi.org/10.1016/j.neulet.2005.02.003

Olafsdottir, H. B., Kim, S. W., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2008). Anticipatory synergy adjustments in preparation to self-triggered perturbations in elderly individuals. *Journal of applied biomechanics*, *24*(2), 175–179. https://doi.org/https://doi.org/10.1123/jab.24.2.175

Paillard, T. (2019). Relationship between sport expertise and postural skills. *Frontiers in Psychology*, *10*, 1428–1428. https://doi.org/10.3389/fpsyg.2019.01428

Piscitelli, D., Falaki, A., Solnik, S., & Latash, M. L. (2016). Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction. *Experimental Brain Research*, *235*(3), 713–7 .۳۰ https://doi.org/10.1007/s00221-016-4835-x

Saito, H., Yamanaka, M., Kasahara, S., & Fukushima, J. (2014). Relationship between improvements in motor performance and changes in anticipatory postural adjustments during whole-body reaching training. *Human Movement Science*, *37*, 69–86. https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.07.001

Shim, J. K., Olafsdottir, H., Zatsiorsky, v. m., & Latash, M. L. (2005). The emergence and disappearance of multi-digit synergies during force-production tasks. *Exp Brain Res*, *164* .۲۷۰–۲۶۰ ,(۲) https://doi.org/10.1007/s00221-005-2248-3.The

Shim, J. K., Park, J., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Adjustments of prehension synergies in response to self-triggered and experimenter-triggered load and torque perturbations. *Experimental Brain Research*. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0583-7

Skm, V., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2010). Variance Components in Discrete Force Production Tasks. *Exp Brain Res*, *205*(3), 335–349. https://doi.org/10.1007/s11103-011-9767-z.Plastid

Ting, L. H., & Macpherson, J. M. (2005). A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *Journal of Neurophysiology*, *93*(1), 609–613. https://doi.org/https://doi.org/10.1152/jn.00681.2004

Togo, S., & Imamizu, H. (2016). Anticipatory synergy adjustments reflect individual performance of feedforward force control. *Neuroscience Letters*. https://doi.org/10.1016/j.neulet.2016.08.032

Copyright ©The authors

Torres-Oviedo, G., & Ting, L. H. (2010). Subject-specific muscle synergies in human balance control are consistent across different biomechanical contexts. *Journal of Neurophysiology*, *103*(6), 3084–3098. https://doi.org/https://doi.org/10.1152/jn.00960.2009

Tsai, C.-L., Pan, K.-M., Huang, K.-S., Chang, T.-J., Hsueh, Y.-C., Wang, L.-M., & Chang, S.-S.(2010). The surface emg activity of the upper limb muscles in table tennis forehand drives. *Proceedings of XXVIII International Symposium on Biomechanics in Sports 2010*, *1*, 305–308 .

Wang, Y., Asaka, T., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Muscle synergies during voluntary body sway: Combining across-trials and within-a-trial analyses. *Experimental Brain Research*, *174*(4), 679–693. https://doi.org/10.1007/s00221-006-0513-8

Wang, Y., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Muscle synergies involved in preparation to a step made under the self-paced and reaction time instructions. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *117*(1), 41–56. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2005.09.002

Zhou, T., Wu, Y. H., Bartsch, A., Cuadra, C., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2013). Anticipatory synergy adjustments: Preparing a quick action in an unknown direction. *Experimental Brain Research*. https://doi.org/10.1007/s00221-013-3469-5

Copyright ©The authors
Publisher: University of Tabriz