

بررسی همزمان رفتاری و عصب‌شناختی یادگیری و انتقال تکلیف ترسیم دودستی نامتقارن

* محمدرضا دوستان^۱، زهرا باقرنژاد^۲

۱. مربی گروه رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران.

۲. کارشناس ارشد دانشگاه آزاد اسلامی واحد شوشتر، شوشتر، ایران.

(تاریخ وصول: ۹۶/۰۴/۱۷ - تاریخ پذیرش: ۹۶/۰۶/۲۹)

Behavioral and neurological investigation of learning and transfer of asymmetric bimanual task.

1.*Mohammadreza Doostan-2. Zahra Baghernezhad

1. * Instructor of Motion Dept., Faculty of Sport Sciences, Shahid Chamran University of Ahvaz, Ahwaz, Iran.

2. M.A in Motor Behavior. Islamic Azad University of shooshtar, shooshtar, Iran.

(Received: Jul. 08, 2017 - Accepted: Sep. 20, 2017)

Abstract

Aim: The aim of this study was to investigate the behavioral and neurological of learning and transfer of asymmetric bimanual task. **Methods:** The study is quasi-experimental. Instruments used in this study included quad-channel EEG, pen Mouse, laptop, special gloves and metronome. The participations of the research were eight grade, right-handed students (mean age, $14/2 \pm 0/13$) formed (N=10). They has normal vision and no physical problem or there was no movement. After pre-test participants for three days of training and then post-test were performed. Tests were performed in conditions difficult task with the dominant hand and the conditions were difficult task with non-dominant hand. Asymmetric training can mean the difference was the speed and the effect of gravity on two hands. **Findings:** The results showed that training of bimanual coordination pattern that movement difference between two hands is both the speed and the effect of gravity, the transfer does not occur to vice versa. EEG results showed it seems that in difficult bimanual coordination task, prior training that task to do more difficult, brain activity of cortical areas is higher. Furthermore, brain activity in motor and frontal regions in the left hemisphere was higher than right hemisphere. **Conclusion:** Combining two or more features that together in asymmetric bimanual task to make a stronger coupling that levels of control take up a higher level.

Key words: transfer, bimanual coordination of outlining, brain hemispheres

چکیده

مقدمه: هدف از پژوهش حاضر بررسی همزمان رفتاری و عصب‌شناختی یادگیری و انتقال تکلیف ترسیم دودستی نامتقارن بود. **روش:** پژوهش حاضر از نوع پژوهش‌های نیمه‌تجربی است. ابزار مورد استفاده شامل EEG چهارکاناله، قلم نوری با حسگر ویژه، لپ‌تاپ، دستکش ویژه و مترونوم بود. شرکت‌کنندگان تحقیق حاضر را دانش‌آموزان پایه هشتم (با میانگین سنی $14/2 \pm 0/13$) تشکیل دادند (N= 10 نفر)، که همگی راست دست، راست پا و راست چشم و دارای دید طبیعی بودند و هیچ‌گونه مشکل جسمانی یا حرکتی نداشتند. شرکت‌کنندگان پس از پیش‌آزمون به مدت سه روز تمرین نموده سپس پس‌آزمونها به‌عمل می‌آمد. آزمون‌ها هم در شرایط تکلیف دشوار با دست برتر (شرایط تمرینی) و هم در شرایط تکلیف دشوار با دست غیربرتر صورت گرفت. نامتقارنی به معنای تفاوت سرعت و اثر جاذبه بر دو دست بود. **یافته‌ها:** نتایج نشان داد که با تمرین الگوی هماهنگی دودستی، انتقالی به حالت عکس رخ نمی‌دهد. نتایج EEG نشان داد که در تکالیف پیچیده و دشوار هماهنگی دودستی، که پیش از تمرینات تکلیف برای انجام دشوار است فعالیت نواحی قشری مغز بیشتر است و نیز نواحی مغزی حرکتی و ناحیه فرونتال نیمکره چپ فعالیت بالاتری نسبت به نیمکره راست دارد. **نتیجه‌گیری:** ترکیب دو یا چند ویژگی در تکالیف نامتقارن دودستی، جفت شدگی قوی‌تری ایجاد می‌کنند که سطوح کنترلی سطح بالاتری را درگیر می‌کنند.

واژگان کلیدی: انتقال، هماهنگی دودستی نامتقارن، نیمکره‌های مغز

مقدمه

این حرکات را با چالش مواجه می‌کند. در فهم اینکه چگونه برهم‌کنش بین این عوامل و محدودیت‌های زمینه‌ای، باعث بروز و یا جلوگیری از انجام حرکات هماهنگی دودستی پیچیده می‌شود، چالش‌هایی وجود دارد. از جمله این عوامل به محیط زمینه‌ای و محدودیت‌های عمل مورد نظر در سیستم عصبی- حرکتی می‌توان اشاره کرد (شی، بوچمن و کندی، ۲۰۱۶).

تمایل شدید دو دست برای تولید حرکات مشابه از نظر فضایی و زمانی در حرکات دودستی، منجر به بوجود آمدن این فرضیه شده است که برای هر دو دست یک برنامه حرکتی وجود دارد. این فرضیه در قالب نظریه برنامه حرکتی تعمیم یافته^۶ مطرح شده است. این نظریه در نظر دارد که حرکات با یک برنامه حرکتی در سیستم عصبی مرکزی و با پارامترهای حرکتی ارائه می‌شوند. در این نظریه، یک برنامه حرکتی شکل اصلی حرکت را پیش از آغاز آن تعیین می‌کند. اشمیت^۷ و همکاران (۱۹۷۹) پیشنهاد کردند این مفهوم در حرکات دودستی قابل کاربرد است و ممکن است یک برنامه حرکتی کنترل حرکات هر دو دست را بر عهده داشته باشد. بر خلاف مدل برنامه حرکتی تعمیم یافته، مدل تداخل بین دستی^۸ عموماً بیان می‌کند که دو برنامه حرکتی مستقل برای دو دست وجود دارد. دیدگاه

بسیاری از حرکات روزمره، با حرکت دو دست به‌طور همزمان انجام می‌گیرد. برای نزدیک به چهار دهه است که هماهنگی دودستی به‌عنوان نمونه‌ای از مهارت‌های حرکتی پیچیده در نظر گرفته شده است که به‌عنوان چشم‌اندازی از طراحی مغز مورد مطالعه قرار می‌گیرد (شی، بوچمن و کندی^۱، ۲۰۱۶). الگوهای هماهنگی دودستی که نیاز به فعال‌سازی همزمان عضلات مشابه دارند هم مرحله^۲ یا نامتقارن هستند. در حالیکه الگوهایی که از فعال‌سازی همزمان عضلات متفاوت ایجاد می‌شود برون مرحله^۳ یا نامتقارن قلمداد می‌شوند. مطالعات زیادی نشان داده که اجرای الگوهای هم مرحله ثابت‌تر است تا اجرا در الگوهای برون مرحله (برندز و رضوانی^۴، ۲۰۱۶). به‌عنوان مثال ثابت بودن الگوهای هم مرحله به گرایش ذاتی نسبت داده می‌شود تا به شرکت فعال عضلات مشابه (مچسندر^۵، ۲۰۰۱). پژوهش‌های پیشین در مورد هماهنگی دودستی، بیشتر بر توصیف محدودیت‌هایی الگوهای هماهنگ متقارن متمرکز یافته‌اند. این در حالی است که الگوهای هماهنگی دودستی نامتقارن به‌دشواری صورت می‌گیرد. اخیراً پژوهشگران تشخیص داده‌اند که عوامل و محدودیت‌هایی وجود دارد که تولید

1. Shi & Bochman & Kenedi
2. In phase
3. Anti-phase
4. Brandes & Rezvani
5. Mechsner

6. Generalized Motor Program (GMP)
7. Schmidt
8. Crosstalk model

و سوئینن (۲۰۰۶) و دوستان و همکاران (۲۰۱۶؛ گروه سوم) شواهد محکمی در مورد انتقال منفی از یادگیری قبلی تکلیف دودستی به وضعیت جفت شدگی متقارن را نشان دادند. اما در همه این پژوهش‌ها در یک زمان، تنها یک ویژگی در دو دست متفاوت بوده است. و پژوهشی که در آن همزمان دو یا چند ویژگی در دو دست متفاوت باشد انجام نشده است.

اکثر پژوهش‌هایی که به بررسی عصب‌شناختی حرکات هماهنگی دودستی پرداخته‌اند بر بیماران دچار اختلال عصبی تمرکز یافته‌اند (دلگادو^۴ و همکاران، ۲۰۱۴). تائو و^۵ (۲۰۱۰) گزارش کرد که در افراد سالم در انجام حرکات دودستی، هم در شرایط متقارن و هم در شرایط نامتقارن، نواحی گسترده‌ای فعال می‌شود.

شبکه وسیعی از نواحی مغزی با هماهنگی دودستی مرتبط است، از جمله قشر حرکتی اولیه^۶ (MI)، قشر پیش‌حرکتی^۷ (PMC)، ناحیه حرکتی مکمل^۸ (SMA)، ناحیه حرکتی سینگولیت^۹، مخچه^{۱۰} و عقده‌های قاعده‌ای^{۱۱}

پردازش اطلاعات، جفت شدن فضایی - زمانی در اجرای تکلیف دوگانه را ناشی از محدودیت سیستم عصبی می‌داند. محدودیت‌های عصبی می‌توانند در سطوح مختلف سیستم عصبی مرکزی و نخاع صورت پذیرد. این محدودیت‌ها می‌توانند هم در طول مرحله برنامه‌ریزی و هم در حین اجرای تکلیف دودستی رخ دهد. در دیدگاه سیستم‌های پویا، در اجرای هر حرکت، سیستم‌های سطح بالاتری مسئول برنامه‌ریزی و سیستم‌های سطح پایین‌تر مسئول اجرای حرکت هستند. اجرای یک تکلیف هماهنگی مثل هماهنگی دودستی از همکاری بین زیرسیستم‌های مثل سیستم عصبی، سیستم عضلانی و دیگر سیستم‌های مرتبط با حرکت، انجام می‌شود (اولیویرا^۱، ۲۰۰۲).

تحقیقات انتقال، دیدگاه مناسبی از تحلیل این نظریه‌ها در هماهنگی دودستی ارائه نموده‌اند. زنون^۲ و کلسو^۳ (۱۹۹۷ و ۱۹۹۲)، دوستان و همکاران (۲۰۱۶؛ گروه اول) شواهدی از انتقال دوسویه در حرکات دودستی نشان دادند. این انتقال مثبت منجر به استقلال ذاتی سیستم مجری از بازنمایی حافظه‌ای برای تکالیف حرکتی می‌شود که با نظریه برنامه حرکتی تعمیم یافته همخوانی دارد. با این وجود ونگلو

4. Delgado
5. Tao Wu
6. Primary motor cortex
7. Pre-motor cortex
8. Supplementary motor area
9. Cingulate motor area
10. Cerebellum
11. Basal ganglia

1. Oliveira
2. Zenone
3. Kelso

تحقیقات تصویربرداری رزونانس مغناطیسی^{۱۱} (fMRI) (جانک^{۱۲} و همکاران، ۱۹۹۸)، توموگرافی انتشار پوزیترون^{۱۳} (PET) (ویویانی^{۱۴}، ۱۹۹۸) و پتانسیل‌های فراخوانده حرکتی^{۱۵} (MEPs) (نومورا^{۱۶} و همکاران، ۲۰۱۶) را تایید و تصدیق می‌کند. با این حال، مشاهده شده است که یک پژوهش الکتروانسفالوگرافی^{۱۷} (EEG) (دیر^{۱۸} و همکاران، ۲۰۰۱) و یک پژوهش تحریک مغناطیسی فراجمعه‌ای^{۱۹} (TMS) (فولتیز^{۲۰} و همکاران، ۲۰۰۱) در ارائه دلیل و شواهد در مورد عدم تقارن نیمکره‌ای در طول حرکات دودستی ناموفق بوده‌اند و نتوانستند دلایل و شواهدی در این خصوص ارائه دهند (دلگادو و همکاران، ۲۰۱۴).

با این وجود پژوهش‌های مختلف نشان داده است که با تمرین، الگوهای هماهنگی غیرهم‌فاز و نامتقارن آموخته شده و باثبات می‌شوند (سوینن و وندروث، ۲۰۰۴). پیشرفت مهارت دودستی ناشی از تمرین با تغییرات فعالسازی

(سوینن^۱ و وندروث^۲، ۲۰۰۴؛ جانتزن^۳ و همکاران، ۲۰۰۸). تکالیف دشوار، با فعال‌سازی سطح بالای در نواحی گیجگاهی^۴، آهیانه‌ای^۵ و پیش‌پیشانی^۶ همبسته هستند. (گراس^۷ و همکاران، ۲۰۰۲؛ هاردویک^۸ و همکاران، ۲۰۱۲؛ سوینن و همکاران، ۲۰۰۲؛ سوینن و وندروث، ۲۰۰۴). اکثر پژوهش‌ها، برتری نیمکره غالب (چپ) در طول انجام حرکات دودستی در افراد راست دست را نشان می‌دهند. بازداری و سرکوب توان (فعالیت بیشتر) در باند آلفا در نواحی قشری حرکتی نیمکره غالب (چپ) نسبت به نواحی قشری غیرغالب در طول حرکات دودستی نشان داده شده است (پولاک^۹ و همکاران، ۲۰۰۵؛ سرین^{۱۰} و همکاران، ۲۰۰۸). همچنین، فعالسازی بیشتر در باندهای بتا و آلفا در PMC و ناحیه حرکتی مکمل چپ در طول حرکات دودستی غیرهم‌فاز مشاهده می‌شود (پولاک و همکاران، ۲۰۰۷). این یافته‌ها و یافته‌های پیشین در مورد کمک و درگیری نیمکره چپ در انجام حرکات دودستی در

11. Functional Magnetic Resonance Imaging
12. Jancke
13. Positron Emission Tomography
14. Viviani
15. Motor evoked potentials
16. Nomura
17. Electroencephalography
18. Deiber
19. Transcranial Magnetic Stimulation
20. Foltys

1. Swinnen
2. Wenderoth
3. Jantzen
4. Temporal
5. Parietal
6. Prefrontal
7. Gross
8. Hardwick
9. Pollok
10. Serrien

همکاران، ۲۰۰۰). اکثر پژوهش‌هایی که در زمینه بررسی قیود زمانی حرکات دودستی انجام شده است بر ضربه‌زدن دودستی تمرکز نموده‌اند. این در حالی است که شواهدی وجود دارد که بسیاری از قیود مربوط به ضربه‌زدن دودستی ارتباط بسیار کمی با سیستم حرکتی و انجام حرکات روزمره دارد (ایوری و همکاران، ۲۰۰۴).

به‌علاوه برخی تحقیقات نشان دادند که تفاوت‌های اساسی در زیربنای شیوه‌دستیابی به اهداف مربوط به تکلیف ضربه‌زدن دودستی و ترسیم دودستی دایره وجود دارد (زلازنیک^۷ و همکاران، ۲۰۰۰؛ رابرتسن^۸ و همکاران، ۱۹۹۹؛ زلازنیکی و همکاران، ۲۰۰۲). ایوری و همکاران (۲۰۰۴) بیان می‌کنند شکل زمان‌بندی تکلیف ضربه‌زدن انگشتی اساساً متفاوت از تکلیف ترسیم دایره است. چرا که تکلیف اول از زنجیره‌ای از حرکات مجرد تشکیل شده است ولی تکلیف دوم، تکلیفی کاملاً مداوم است.

با توجه به اینکه در مورد حرکات ترسیم دودستی و به‌طور ویژه بررسی همزمان رفتاری و عصب‌شناختی حرکات دودستی نامتقارن پژوهش‌های کمی انجام شده است، پژوهش حاضر در نظر دارد ضمن بررسی اثر تمرین

عصبی همراه است؛ به‌طوری که در تحقیقات fMRI اثبات و تصدیق شده است (بیتز^۱، ۲۰۱۴؛ دبائر، ۲۰۰۴؛ پوتمنز، ۲۰۰۵؛ رمی، ۲۰۰۸؛ رونز، ۲۰۱۱). بر این اساس، پژوهش‌های با استفاده از تکنیک‌های EEG و الکتروانسفالوگرافی مغناطیسی^۲ (MEG)، شبکه عصبی یادگیری دودستی را که با تغییرات ناشی از تمرین تعدیل می‌یابند، مشخص و تعیین کرده‌اند (گرلوف و آندرس^۳، ۲۰۰۲). این تغییرات ناشی از تمرین در بازنمایی‌های عصبی با الگوهای ویژه‌ای از نوسانات مغزی مشخص می‌شوند (هیکوزاکا^۴، ۲۰۰۲).

یکی از مباحث مهم در مورد هماهنگی دودستی که همواره مورد بحث بوده است، بر قیود زمانی مرتبط با حرکات دودستی تاکید می‌کند. برخی پژوهشگران به این نتیجه رسیده‌اند که انسان در تولید حرکاتی که در آن اندام‌ها در تواترهای ترجیحی یا نسبت یکپارچه (۱:۱ و ۱:۲) حرکت نمی‌کنند بسیار مشکل دارند. حتی نوازندگان ماهر در معرض این محدودیت قرار داشته و در تولید ریتم‌های زمانی پیچیده، دچار مشکل هستند (کلپ^۵ و همکاران، ۱۹۸۵؛ کرامپ^۶ و

7. Zelaznik
8. Robertson

1. Beets
2. Magnetoencephalography
3. Gerloff & Andres
4. Hikosaka
5. Klapp
6. Krampe

بیوفیدبک Vilistus ساخت کشور انگلستان، قلم نوری G-Note 7100 با مارک Genius مجهز به صفحه حسگر با دقت 2000LPI، دو دستگاه لپ‌تاپ، دو جفت دستکش با و بدون وزنه ساچمه‌ای، مترونوم، کرومومتر و نرم‌افزار ویژه تکلیف دودستی بود. نرم‌افزار مورد استفاده در پژوهش حاضر توسط دوستان (۲۰۱۶) طراحی شد. پایایی آن توسط دوستان ۰/۹۲ گزارش شد و در پژوهش حاضر ۰/۸۹ بدست آمد. این نرم‌افزار مشابه با کار پژوهشی ونگلو^۲ (۲۰۰۶) و دوستان و همکاران (۲۰۱۶) طراحی شده است.

تمامی آزمودنی‌ها پیش از اجرای پیش‌آزمون توسط آزمونگر با موارد آزمون و با نحوه ترسیم الگو و هماهنگی با صدای مترونوم آشنایی پیدا می‌کردند (در این پژوهش از مترونوم شنیداری استفاده شد؛ زیرا بر اساس نتایج پژوهشات ایوری و همکاران (۲۰۰۴) تنظیم حرکات ریتمیک دودستی در حضور مترونوم شنیداری بهتر رخ می‌دهد. همچنین آلان^۳ (۱۹۷۹) بیان می‌کند تیزحسی زمانی در حوزه شنوایی بالاتر است. ابتدا پیش‌آزمون اکتساب و پیش‌آزمون انتقال (جابجایی الگوها بین دو دست) به عمل آمد. سپس تمرینات

تکلیف دودستی نامتقارن از نظر اثر نیروی جاذبه (بار تحمیل شده) بر دست و سرعت حرکت دست‌ها بر یادگیری و انتقال این تکلیف به حالت عکس آن، به ارزیابی تغییرات امواج برخی نواحی قشری با استفاده از تحلیل‌های EEG پردازد.

روش

با توجه به اینکه برخی از عوامل اثرگذار بر نتایج پژوهش به‌طور کامل کنترل نشده است، پژوهش حاضر از نوع پژوهش‌های نیمه‌تجربی به حساب می‌آید. جامعه آماری تحقیق حاضر را دانش‌آموزان پایه هشتم مدرسه شهید ابراهیمی کیانپارس اهواز و نمونه پژوهش را ده نفر (با میانگین سنی $0/13 \pm 14/2$) تشکیل دادند (N= ۱۰) که همگی راست دست، راست پا و راست چشم و دارای دید طبیعی بودند و هیچ‌گونه مشکل جسمانی یا حرکتی نداشتند. برای ارزیابی راست دست بودن آزمودنی‌ها از آزمون سیاهه دست برتری ادینبورگ^۱ استفاده شد. آزمودنی‌ها ابتدا به‌طور داوطلبانه و پس از بررسی توسط پزشک افرادی که مورد تایید قرار گرفتند در پژوهش شرکت نمودند. ابزار مورد استفاده در پژوهش حاضر شامل دستگاه چهارکاناله نوروفیدبک و

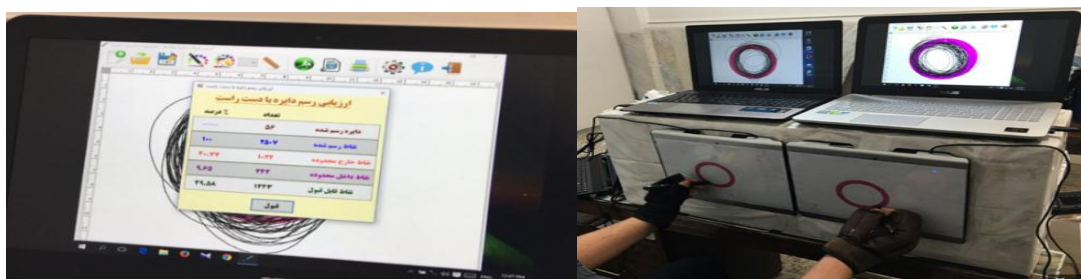
2. Vangheluwe
3. Allan

1. Edinburgh handedness inventory (Oldfield 1971)

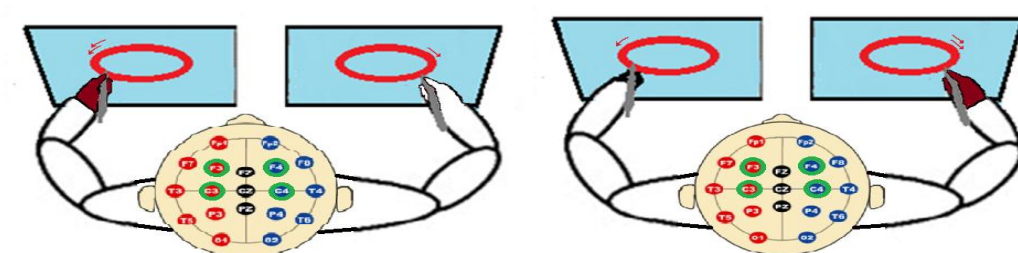
دست همراه با جابجایی سرعت دست‌ها) نیز به عمل می‌آمد. لازم به توضیح است که دست راست در جهت ساعت‌گرد و دست چپ پادساعت‌گرد به ترسیم دایره می‌پرداختند (با توجه به اینکه کنزلی^۱ و همکاران (۲۰۰۲) که به مطالعه مقایسه عملکرد آزمودنی‌ها در هنگام ترسیم دایره در حالت متقارن (یک دست ساعت‌گرد و دست دیگر پادساعت‌گرد) و حالت نامتقارن (هر دو دست ساعت‌گرد یا هر دو پادساعت‌گرد) پرداختند که نتایج نشان داد که در حالت متقارن عملکرد با ثبات‌تر است). تمرینات در هر روز ۶ بلوک ۱۰ کوششی و در سه روز متوالی انجام می‌شد. به طوری که هر کوشش مشابه با آزمون در مدت زمان ۶۰ ضربه مترونوم در ۳۰ ثانیه انجام می‌شد. پس آزمون‌ها مشابه با پیش‌آزمون‌ها انجام شد. آزمون یادداری در فاصله ۴۸ ساعت پس از تمرین روز سوم به عمل آمد. آزمون به صورت حرکت همزمان دو دست هم بصورت تمرین شده (اکتساب و یادداری) و هم بصورت جابجا شدن الگوها بین دو دست (انتقال) به عمل می‌آمد.

آغاز شد. در تمرینات نامتقارنی به معنای تفاوت سرعت و اثر جاذبه بر دو دست بود. آزمودنی از یک جفت دستکش ویژه که انگشتانش آزاد بود استفاده می‌نمود، به طوری که در درون دستکش یکی از دست‌ها (دست راست) با وزن ۱/۵ کیلوگرم ساچمه سربی طوری تعبیه شده بود که مانعی برای حرکت دست ایجاد نکند و فقط اثر جاذبه را افزایش می‌داد. این کار باعث افزایش اثر نیروی جاذبه به میزان ۱/۵ کیلوگرم نسبت به دست دیگر می‌گردید. در این پژوهش حرکات در صفحه عمود بر سطح زمین و موازی سطح بدن (فرون‌تال) انجام می‌شد. این موضوع برای سنجش اثر جاذبه بر حرکت انجام می‌گرفت. در این حرکت همزمان با هر صدای مترونوم دوایر ترسیم می‌شد. در پیش‌آزمون همزمان با هر صدای مترونوم هر دو دست با وزنه و دست بدون وزنه به طور همزمان دایره ترسیم می‌کردند. بطوری که دست راست (دستی که دستکش ۱/۵ کیلوگرمی را تحمل می‌کرد) باید ۶۰ بار در ۳۰ ثانیه به طور پیاپی ترسیم را انجام می‌داد ولی دست چپ (دست بدون وزنه) باید در این مدت ۳۰ دایره ترسیم می‌نمود. پیش‌آزمون انتقال (جابجایی وزنه‌ها بین دو

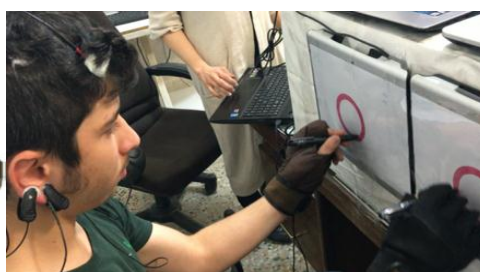
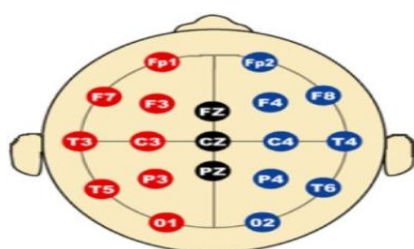
1. Kennerley



شکل ۱. تصاویری از چگونگی خروجی‌های نرم افزار حرکت هماهنگی دو دستی.



شکل ۲. الگوی نامتقارن دودستی (نامتقارنی از نظر سرعت و اثر نیروی جاذبه بر دو دست) و محل قرارگیری الکترودها در نواحی مغزی مورد بررسی



شکل ۳. آزمودنی در حین اجرای تکلیف هماهنگی دو دستی نامتقارن

کند. با توجه به محدودیت در تعداد الکترودهای ثبتي، جفت‌شدگی نواحی حرکتی F3 (فرونتال یا پیشانی چپ) با F4 (فرونتال یا پیشانی راست)، C3 (مرکزی یا حرکتی چپ) با C4 (مرکزی یا حرکتی راست) را هم پیش از تمرین و هم پس از تمرینات (در آزمون اکتساب روز پایانی تمرینات)، مورد بررسی قرار دادیم (شکل ۳).

آزمایشات الکتروانسفالوگرافی (EEG) به وسیله متخصص و کارشناس این ابزار در نواحی مورد نظر انجام گرفت. در این روش الکترودها بر روی سطح جمجمه، جایی نزدیک به مکان آناتومیکی مورد نظر، گنجانده می‌شود. EEG معمولاً پتانسیل‌های الکتریکی در الکترودهای واحد نسبت به یک الکترود بی‌طرف که معمولاً بر روی لاله گوش قرار داده می‌شود را ثبت می

افزار آماری SPSS نسخه ۲۱ استفاده شد. قابل ذکر است سطح معنی‌داری در همه آزمون‌ها ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد که در همه آزمون‌ها توزیع داده‌ها طبیعی است. بنابراین از آزمون‌های پارامتریک استفاده شد.

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک و همچنین برای ارزیابی برابری واریانس‌ها از آزمون لون استفاده شد. برای تحلیل استنباطی داده‌ها از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری جهت بررسی روند تغییرات درصد صحیح انجام حرکت دودستی نامتقارن طی تمرین و نیز تغییرات توان امواج EEG نواحی مربوطه مغزی، با استفاده از نرم

جدول ۱. آمار توصیفی مربوط به آزمون‌های به عمل آمده در مراحل اکتساب و انتقال

انتقال				اکتساب				آزمون‌ها
بیشترین	کمترین	انحراف استاندارد	میانگین	بیشترین	کمترین	انحراف استاندارد	میانگین	
۵۰/۷۴	۱۶/۴۲	۸/۹۸	۳۴/۹۱	۴۸/۵۶	۲۸/۸۴	۵/۸۳	۴۱/۳۶	پیش‌آزمون
۵۵/۹۱	۲۷/۱۵	۸/۶۷	۴۲/۴۵	۵۷/۵۴	۲۷/۹۵	۸/۹۰	۴۶/۰۱	پس‌آزمون
۴۶/۹۳	۲۰/۵۱	۸/۱۶	۴۰/۶۰	۵۹/۱۰	۳۳/۶۵	۶/۶۹	۴۶/۸۰	یادداری

آزمون‌های انتقال طی تمرینات درصد صحیح انجام حرکت دودستی بهبود یافته است و میانگین آن از ۳۳/۱۵ در پیش‌آزمون به ۴۲/۴۷ در پس‌آزمون و ۴۰/۲۱ در یادداری رسیده است.

نتایج جدول ۱ نشان می‌دهد در آزمون‌های اکتساب طی تمرینات درصد صحیح انجام حرکت دودستی بهبود یافته است. بطوریکه میانگین آن از ۴۱/۳۶ در پیش‌آزمون به ۴۶/۰۱ در پس‌آزمون و ۴۶/۸۰ در یادداری رسیده است. همچنین در

جدول ۲. نتایج تحلیل واریانس درون گروهی با اندازه‌گیری‌های تکراری در حرکت دودستی در مراحل اکتساب و انتقال

اندازه اثر	sig	f	مربع میانگین	درجه آزادی	مجموع مجذورات	منبع	گروه
۰/۲۲۴	۰/۱۰۲	۲/۶۰۰	۸۶/۳۹۱	۲	۱۷۲/۷۸۳	عامل	اکتساب
			۳۳/۲۲۶	۱۸	۵۹۸/۰۷۰	خطا	
۰/۲۱۷	۰/۱۱۰	۲/۴۹۶	۱۵۴/۲۹۸	۲	۳۰۸/۵۹۵	عامل	انتقال
			۶۱/۸۲۵	۱۸	۱۱۱۲/۸۵۲	خطا	

حرکت دو دست نسبت به شرایط تمرینی معاوضه می‌شود) تفاوت معنی‌داری میان آزمون‌ها وجود نداشت ($P=0/080$) میانگین درصد صحیح حرکت در جداول توصیفی می‌توان مشاهده کرد که روند تغییرات در آزمون‌های انتقال به پیشرفت حرکت دودستی در حالت عکس منجر نشده است. آزمون‌های پیگردی نیز نشان می‌دهد که بین مرحله پیش‌آزمون مربوط به انتقال با مراحل پس‌آزمون و یادداری مربوط به انتقال تفاوت معناداری وجود ندارد (به ترتیب $p=0/080$ و $p=0/189$). میانگین درصد صحیح حرکت از ۳۴/۹۱ درصد به ۴۲/۴۵ درصد در مرحله پس‌آزمون و ۴۰/۶۰ درصد در مرحله یادداری مربوط به آزمون انتقال رسیده است.

تجزیه و تحلیل‌های آماری نشان داد که در مراحل اکتساب و یادداری (مشابه با شرایط تمرینی) تفاوت معنی‌داری میان آزمون‌ها وجود ندارد ($F_{2,18}=2/600$ ، $P=0/102$). با توجه به میانگین درصد صحیح حرکت در داده‌های توصیفی مشاهده شد که در این گروه روند تغییرات به پیشرفت حرکت دودستی منجر شده است ولی این افزایش معنی‌دار نبوده است. آزمون‌های پیگردی نیز بخوبی نشان می‌دهد که بین مرحله پیش‌آزمون با مراحل پس‌آزمون و یادداری تفاوت معناداری وجود ندارد ($p=0/136$ و $p=0/079$). در گروه دوم میانگین درصد صحیح حرکت از ۴۱/۳۶ درصد به ۴۶/۰۱ درصد در مرحله پس‌آزمون و ۴۶/۸۰ درصد در مرحله یادداری رسیده است. همچنین در مراحل انتقال بلافاصله پس از تمرینات و انتقال پس از مرحله بی‌تمرینی (شرایطی که

محمد رضا دوستان و زهرا باقرنژاد: بررسی همزمان رفتاری و عصب‌شناختی یادگیری و انتقال تکلیف ترسیم دودستی نامتقارن

جدول ۳. نتایج تحلیل واریانس درون گروهی با اندازه‌گیریهای تکراری برای امواج مختلف ناحیه C3 و C4 در مراحل استراحت، پیش‌آزمون و پس‌آزمون

ریتیم	منبع	مجموع مجذورات	درجه آزادی	مربع میانگین	f	سطح معنی داری	ضریب تاثیر
تنا	عامل	۶/۳۴۳	۴	۱/۵۸۶	۱/۷۳۲	۰/۱۶۷	۰/۱۷۸
	خطا	۲۹/۲۹۷	۳۶	۰/۹۱۶			
آلفا	عامل	۱/۹۶۴	۴	۰/۴۹۱	۳/۰۶۲	*۰/۰۳۰	۰/۲۷۷
	خطا	۵/۱۳۳	۳۶	۰/۱۶۰			
SMR	عامل	۰/۳۲۳	۴	۰/۰۸۱	۰/۶۹۱	۰/۶۰۴	۰/۰۷۹
	خطا	۳/۷۴۱	۳۶	۰/۱۱۷			
بتای پایین	عامل	۰/۳۵۵	۴	۰/۰۸۹	۰/۳۱۳	۰/۷۷۹	۰/۰۳۸
	خطا	۹/۰۹۲	۳۶	۰/۲۸۴			
تنا	عامل	۱/۴۵۶	۴	۰/۳۶۴	۱/۰۶۸	۰/۳۸۸	۰/۱۱۸
	خطا	۱۰/۸۹۹	۳۶	۰/۳۴۱			
آلفا	عامل	۱/۱۰۱	۴	۰/۲۷۵	۰/۸۹۱	۰/۴۸۱	۰/۱۰۰
	خطا	۹/۸۸۸	۳۶	۰/۳۰۹			
SMR	عامل	۱/۸۹۷	۲/۳۴۵	۰/۸۰۹	۲/۰۷۳	۰/۱۴۸	۰/۲۰۶
	خطا	۷/۳۲۲	۱۸/۷۶۳	۰/۳۹۰			
بتای پایین	عامل	۰/۸۸۴	۴	۰/۲۲۱	۰/۶۴۴	۰/۶۳۵	۰/۰۷۵
	خطا	۱۰/۹۷۵	۳۶	۰/۳۴۳			

جدول ۴. آزمون پیگردی LSD برای برسی جایگاه تفاوت توان امواج نواحی C3 و C4 در شرایط استراحت، پیش‌آزمون RH و LH و پس‌آزمون RH و LH

استراحت	پیش‌آزمون RH	پیش‌آزمون LH	پس‌آزمون RH	پس‌آزمون LH
	۰/۳۱۷	۰/۳۰۰	۰/۸۵۷	۰/۶۸۲
پیش‌آزمون RH	*۰/۰۲۰	۰/۸۰۰	۰/۴۹۰	۰/۴۱۶
پیش‌آزمون LH	۰/۰۵۵	۰/۴۴۱	۰/۳۸۳	۰/۲۷۷
پس‌آزمون RH	۰/۵۴۵	۰/۱۶۵	۰/۲۱۰	۰/۷۹۸
پس‌آزمون LH	۰/۷۹۶	۰/۰۸۷	۰/۰۹۶	۰/۶۷۳
استراحت	۰/۴۷۵	۰/۴۷۳	۰/۷۶۵	۰/۴۵۹
پیش‌آزمون RH	*۰/۰۱۱	۰/۹۰۴	۰/۶۹۱	۰/۹۵۲
پیش‌آزمون LH	۰/۱۰۸	۰/۱۹۲	۰/۶۳۵	۰/۹۸۹
پس‌آزمون RH	۰/۲۷۸	۰/۰۶۷	۰/۵۴۶	۰/۲۰۷
پس‌آزمون LH	۰/۱۳۰	*۰/۰۱۷	۰/۴۱۰	۰/۹۴۳
استراحت	*۰/۰۳۸	۰/۴۰۰	۰/۱۵۸	۰/۲۴۷
پیش‌آزمون RH	۰/۷۶۸	۰/۰۷۴	۰/۶۶۷	۰/۲۰۳
پیش‌آزمون LH	۰/۲۲۹	۰/۲۲۲	۰/۲۵۱	۰/۰۷۱
پس‌آزمون RH	۰/۳۸۷	۰/۱۹۲	۰/۶۰۴	۰/۴۱۷
پس‌آزمون LH	۰/۳۴۹	۰/۲۳۸	۰/۵۴۰	۰/۹۰۷
استراحت	۰/۲۳۴	۰/۴۷۱	۰/۱۶۷	۰/۳۶۶
پیش‌آزمون RH	۰/۴۵۹	۰/۸۲۶	۰/۸۷۲	۰/۶۴۲
پیش‌آزمون LH	۰/۳۹۱	۰/۹۷۰	۰/۵۹۰	۰/۸۵۰
پس‌آزمون RH	۰/۸۴۲	۰/۴۱۰	۰/۲۳۲	۰/۲۹۹
پس‌آزمون LH	۰/۲۵۳	۰/۶۵۴	۰/۴۳۶	۰/۱۹۴

مغزی است تغییرات نسبتاً معناداری داشته است، بطوریکه بین شرایط استراحت و پیش‌آزمون و پس‌آزمون شرایط تمرین تفاوت وجود دارد، نیز بین

نتایج آزمون‌ها نشان می‌دهد که در ناحیه C3، توان امواج SMR، گاما و بتای پایین تغییر معناداری نداشته است. اما توان موج آلفا که شاخصی از فعالیت

پیش‌آزمون شرایط تمرین با پس‌آزمون انتقال تفاوت وجود دارد. مقایسه میانگین‌ها نشان می‌دهد که در بین آزمون‌ها بالاترین توان را داشت است. بررسی ناحیه C4 در گروه دوم نشان می‌دهد که توان امواج بتا و آلفا تغییر

معناداری نداشته است. اما موج SMR تنها در شرایط استراحت با پیش‌آزمون شرایط تمرین تفاوت معناداری داشته است. مقایسه میانگین این موج نشان می‌دهد که در پیش‌آزمون شرایط تمرین بالاترین توان را داشته است.

جدول ۵. نتایج تحلیل واریانس درون گروهی با اندازه‌گیریهای تکراری برای امواج مختلف ناحیه F3 و F4 در مراحل استراحت، پیش‌آزمون و پس‌آزمون

ریتیم	منبع	مجموع مجذورات	درجه آزادی	مربع میانگین	f	سطح معنی داری	ضریب تاثیر
تنا	عامل	۲/۲۴۱	۴	۰/۵۶۰	۲/۵۹۰	۰/۰۵۵	۰/۲۴۵
	خطا	۶/۹۲۳	۳۶	۰/۲۱۶			
آلفا	عامل	۰/۵۰۷	۴	۰/۱۲۷	۱/۴۱۲	۰/۲۵۲	۰/۱۵۰
	خطا	۲/۸۷۲	۳۶	۰/۰۹۰			
SMR	عامل	۰/۴۷۲	۴	۰/۱۱۸	۱/۱۱۷	۰/۳۶۶	۰/۱۲۳
	خطا	۳/۳۸۱	۳۶	۰/۱۰۶			
بتای پایین	عامل	۳/۳۰۳	۱/۳۸۲	۲/۳۹۰	۱/۱۴۱	۰/۳۳۱	۰/۱۲۵
	خطا	۲۳/۱۵۱	۱۱/۰۵۶	۲/۰۹۴			
تنا	عامل	۲/۴۸۷	۱/۹۰۳	۱/۳۰۶	۱/۵۴۰	۰/۲۴۶	۰/۱۶۱
	خطا	۱۲/۹۲۰	۱۵/۲۲۷	۰/۸۴۹			
آلفا	عامل	۱/۸۰۰	۴	۰/۴۵۰	۱/۲۶۳	۰/۳۰۵	۰/۱۳۶
	خطا	۱۱/۴۰۱	۳۶	۰/۳۵۶			
SMR	عامل	۰/۳۱۶	۴	۰/۰۷۹	۰/۲۳۸	۰/۹۱۵	۰/۰۲۹
	خطا	۱۰/۶۳۷	۳۶	۰/۳۳۲			
بتای پایین	عامل	۰/۹۳۷	۲/۴۳۳	۰/۳۸۵	۰/۵۰۵	۰/۶۴۷	۰/۰۵۹
	خطا	۱۴/۸۵۸	۱۹/۴۶۶	۰/۷۶۳			

جدول ۶. آزمون پیگردی LSD برای بررسی جایگاه تفاوت امواج نواحی C3 و C4 در شرایط استراحت، پیش‌آزمون RH و LH و پس‌آزمون RH و LH

	استراحت	پیش‌آزمون RH	پیش‌آزمون LH	پس‌آزمون RH	پس‌آزمون LH
تنا	استراحت				
	پیش‌آزمون RH	۰/۰۷۸	۰/۲۷۹	۰/۱۵۰	۰/۱۶۱
	پیش‌آزمون LH	۰/۱۳۶	۰/۴۷۵	۰/۱۵۶	۰/۹۰۸
	پس‌آزمون RH	*۰/۰۱۸	۰/۱۶۸	۰/۲۴۷	۰/۶۳۴
	پس‌آزمون LH	۰/۲۵۲	۰/۶۲۰	۰/۱۳۲	۰/۱۱۹
آلفا	استراحت				
	پیش‌آزمون RH	۰/۰۵۳	۰/۳۳۵	۰/۶۰۸	۰/۴۴۴
	پیش‌آزمون LH	۰/۱۵۸	۰/۳۲۰	۰/۶۵۱	۰/۳۰۹
	پس‌آزمون RH	۰/۹۲۷	۰/۱۳۱	۰/۲۰۹	۰/۲۴۷
	پس‌آزمون LH	۰/۳۰۳	۰/۷۲۹	۰/۲۳۷	۰/۶۳۰
تنا	استراحت				
	پیش‌آزمون RH	۰/۲۴۱	۰/۳۰۸	۰/۶۱۶	۰/۱۵۵
	پیش‌آزمون LH	۰/۴۵۶	۰/۷۳۱	۰/۵۲۵	۰/۹۳۷
	پس‌آزمون RH	۰/۱۶۸	*۰/۰۳۴	۰/۸۴۴	۰/۷۷۱
	پس‌آزمون LH	۰/۸۵۶	۰/۲۲۱	۰/۰۶۹	۰/۵۶۳
آلفا	استراحت				
	پیش‌آزمون RH	*۰/۰۳۵	۰/۴۱۰	۰/۵۲۵	۰/۱۵۵
	پیش‌آزمون LH	۰/۹۱۲	۰/۱۶۳	۰/۸۸۴	۰/۹۷۳
	پس‌آزمون RH	۰/۷۸۷	۰/۰۹۲	۰/۸۲۸	۰/۷۷۱
	پس‌آزمون LH	۰/۴۷۷	۰/۰۷۱	۰/۴۱۹	۰/۵۶۳

مرکزی ممکن است در یکی از دو سطح برنامه‌ریزی و اجرا با گرانث برخورد کند. پاپاکسانتیس^۱ (۱۹۹۸) بیان می‌کند در سطح برنامه‌ریزی نیروی گرانث تنها به‌عنوان یک نیروی ساده که باید بر آن چیره شد به حساب نمی‌آید بلکه به‌عنوان یک عامل تاثیرگذار به‌شمار می‌رود که از آن می‌توان

در اجرای حرکات استفاده کرد. در سطح اجرا سیستم عصبی مرکزی در طول حرکت و بر اساس اطلاعات حاصل از حس عمقی با گشتاورهای گرانثی مقابله می‌کند. گرانث به‌عنوان یک عامل مکانیکی، تاثیر قابل توجهی بر دقت حرکت می‌گذارد. از نظر مکانیکی، قیود مربوط به گرانث زمین می‌تواند بر حرکات دست تاثیرگذار باشد (نیشیکاوا^۲ و همکاران، ۱۹۹۹) و برخی تحقیقات پیشنهاد کرده‌اند که نیروی گرانث زمین ممکن است در بوجود آمدن برنامه حرکتی نقش داشته باشند (پاپاکساندیس و همکاران، ۲۰۰۳؛ پاپاکسانتیس و همکاران، ۲۰۰۵). در حرکات دودستی که در آن دست‌ها سعی می‌کنند نیروهای ایزومتریک با شدت نابرابر ایجاد کنند، بین حرکت دست‌ها تداخل رخ می‌دهد (ایوری و همکاران، ۲۰۰۴). در تمام این شرایط، بین حرکت دست‌ها تداخل رخ می‌دهد. این مباحث نتایج پژوهش حاضر را مورد تایید

بررسی ناحیه F3 نشان می‌دهد که توان امواج آلفا، بتای پایین، SMR و گاما در آزمون‌های مختلف تغییر معناداری نداشته و تنها در شرایط استراحت با پس‌آزمون شرایط تمرین تفاوت داشته‌است، بطوریکه در پس‌آزمون شرایط تمرین بالاترین توان را نشان می‌دهد. بررسی ناحیه F4 نشان می‌دهد که توان امواج SMR و بتای پایین تغییر معناداری نداشته‌اند. موج بتا در پس-آزمون شرایط تمرین با پیش‌آزمون انتقال تفاوت داشته بطوریکه بیشترین توان را در پس‌آزمون شرایط تمرین می‌توان مشاهده کرد. موج آلفا در شرایط استراحت با پیش-آزمون شرایط تمرین تفاوت معناداری داشته است بطوریکه بررسی میانگین این موج نشان می‌دهد که بالاترین توان در پیش‌آزمون شرایط تمرین و پایین‌ترین آن در پس‌آزمون انتقال مشاهده می‌شود.

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج پژوهش نشان داد که در شرایطی که همزمان سرعت و اثر نیروی جاذبه بر حرکت دو دست متفاوت است، انتقال حرکت دودستی نامتقارن به حالت جابجا شده بین دو دست صفر است. نیروی گرانث نقش مهمی در جهت‌گیری فضایی، حس عمقی، جابجایی و آغاز یا متوقف کردن حرکات ما دارد. سیستم عصبی

1. Papaxanthis
2. Nishikawa

اگر بیش از دو ویژگی در دو دست متفاوت باشد (سرعت و اثر جاذبه) هم یادگیری و هم انتقال با مشکل مواجه می‌شود. بنابراین در تفاسیری که بر اساس نظریه‌های سلسله‌مراتبی صورت می‌گیرد باید سطوح چندگانه‌ای برای کنترل حرکات دودستی در نظر گرفت. به عبارتی می‌توان سطوح متفاوتی از دشواری تکلیف را لحاظ کرد. زیرا ترکیب دو یا چند ویژگی که در ترکیب با هم، جفت‌شدگی قوی‌تری ایجاد می‌کنند. سطوح کنترلی سطح بالاتری را درگیر می‌کنند. بنابراین فارغ از اینکه سرعت و اثر نیروی جاذبه به تنهایی در چه سطحی کنترل می‌شوند، غلبه بر تفاوت در ترکیب این دو ویژگی، دشوارتر از هر کدام از آنها به تنهایی است.

نتایج داده‌های EEG نشان داد که در ناحیه C3، توان موج آلفا که شاخصی از فعالیت مغزی است تغییرات نسبتاً معناداری داشته است، به طوری که در پس‌آزمون‌ها بالاترین توان را داشت. این موضوع نشان می‌دهد که فعالیت ناحیه C3 در پس‌آزمون‌ها در اثر سازگاری بوجود آمده در پی تمرین کاهش یافته است که در یادگیری تکالیف حرکتی دودستی به‌طور منطقی رخ می‌دهد. همچنین بررسی ناحیه C4 نشان داد که توان موج SMR که ریتم حسی- حرکتی است، در پیش‌آزمون شرایط تمرین بالاترین

قرار می‌دهد. زیرا انتقالی به حالت معاوضه شده حرکت دودستی رخ نداد. با این وجود در گروه اول پژوهش دوستان و همکاران (۲۰۱۶) که تفاوت تنها در اثر نیروی جاذبه بود، انتقال به حالت معاوضه حرکات بین دو دست مثبت بود. آنها پیشنهاد کردند که غلبه بر نیروی گرانش در هماهنگی دودستی در سطح اجرا و سطوح پایین‌تر سیستم عصبی کنترل می‌شود و غلبه بر این قیود در هماهنگی دودستی نیازی به تغییر در برنامه حرکتی شکل گرفته قبلی ندارد. البته شاید عدم یادگیری و انتقال در پژوهش حاضر را بتوان بیشتر به تفاوت زمانی در حرکت دو دست نسبت داد. چرا که تقارن زمانی حرکات دودستی، یک رفتار حرکتی بسیار پایدار است. ایوری و همکاران (۲۰۰۴) بیان کرده‌اند که انسان در تولید حرکاتی که در آنها اندام‌ها در توأثرهای ترجیحی حرکت نمی‌کنند، بسیار مشکل دارد.

به‌طور کلی با توجه به پژوهش‌های پیشین به نظر می‌رسد در حرکات دودستی که تنها یک ویژگی در دو دست متفاوت است (که در تحقیقات پیشین مورد مطالعه قرار گرفته است)، تمرین به‌راحتی باعث یادگیری و حتی در برخی موارد انتقال دوسویه می‌شود. با این حال با توجه به نتایج پژوهش حاضر، در حرکات دودستی،

در پس‌آزمون انتقال مشاهده می‌شود. این یافته با نتایج خروجی رفتاری همخوانی دارد. چرا که در پس‌آزمون انتقال، فعالیت ناحیه فرونتال نیمکره راست افزایش یافته است. مشاهده شده است که کاهش توان آلفا، افزایش فعالیت در ناحیه حسی حرکتی را نشان می‌دهد؛ تغییرات امواج پژوهش حاضر نشان می‌دهد که دشوارترین شرایط، پیش‌آزمون انتقال (تکلیف دشوار با دست غیربرتر - ساده با دست برتر) بوده است. همچنین در این تکلیف ناحیه C3 فعال‌تر بوده است. این یافته با نتایج پژوهش گراس و همکاران (۲۰۰۵) همخوان است. آنها با استفاده از MEG، سطوح بالای از توان کلی M1 غالب (M1) چپ برای افراد راست دست) را برای هر دو روش هماهنگی هم‌فاز و غیرهم‌فاز گزارش کردند (گراس و همکاران، ۲۰۰۵)، که نتایج ما و یافته‌های fMRI (آراماکی^۴ و همکاران، ۲۰۰۶) را مورد حمایت قرار می‌دهد. روی هم‌رفته وجه مشترک پژوهش حاضر و پژوهش‌های پیشین این است که کنترل حرکتی در نیمکره‌ها متقارن نیست. اکثر پژوهش‌ها، برتری و تسلط نیمکره غالب (چپ) در طول انجام حرکات دودستی در افراد راست دست را نشان می‌دهند. بازداری و سرکوب توان در باند آلفا (فعالیت بیشتر) در M1 غالب، نسبت به

توان را داشت. این نتایج موید این موضوع است که تکلیف دودستی در پیش‌آزمون‌ها، به‌ویژه پیش‌آزمون انتقال، بالاترین درجه دشواری را دارد و نیاز به هوشیاری سطح بالایی دارد. پیشرفت مهارت دودستی ناشی از تمرین با تغییرات فعالسازی عصبی همراه است؛ به‌طوری که در پژوهش‌های fMRI اثبات و تصدیق شده است (بیتز، ۲۰۱۴؛ دبائر، ۲۰۰۴؛ پوتمنز، ۲۰۰۵؛ رمی، ۲۰۰۸؛ روزن، ۲۰۱۱). بر این اساس، پژوهش‌های با استفاده از تکنیک‌های EEG و MEG شبکه یادگیری دودستی را که با تغییرات ناشی از تمرین تعدیل می‌یابند، مشخص و تعیین کرده‌اند؛ از جمله، ناحیه پیش‌حرکتی خلفی^۱ (PMD)، قشر آهیانه‌ای تحتانی^۲ (PPC) ناحیه حرکتی مکمل^۳ (SMA) و ناحیه حرکتی سینگولیت دوسویه (گرلوف و آندرس، ۲۰۰۲). این تغییرات ناشی از تمرین در بازنمایی‌های عصبی با الگوهای ویژه‌ای از نوسانات مغزی مشخص می‌شوند (هیگوزاکا، ۲۰۰۲).

بررسی ناحیه F3 نشان داد که توان امواج در آزمون‌های مختلف تغییر معناداری نداشته و تنها بررسی میانگین توان موج آلفا نشان می‌دهد که بالاترین توان در پیش‌آزمون شرایط تمرین و پایین‌ترین آن

1. dorsal premotor area
2. Posterior parietal cortex
3. Supplementary motor area

4. Aramaki

دلگادو و همکاران (۲۰۱۴) بیان می‌کنند که در حرکات دستی شرایط به‌ترتیب از آسانترین به سخت‌ترین شامل حرکت یک‌دستی با دست راست، یک‌دستی با دست چپ، متقارن دودستی و نامتقارن دودستی است. گرچه افزایش تدریجی منابع عصبی کاملاً با افزایش مطالبه و تقاضا انتظار می‌رود، به‌طوری که در چند پژوهش fMRI مشاهده شده است (آراماکی، ۲۰۰۶؛ دبائر^۳، ۲۰۰۴؛ مایویل^۴، ۲۰۰۲؛ وندروث، ۲۰۰۵). به‌طور قابل‌توجهی، حرکات دودستی و حرکات یک‌سویه سمت چپ کاهش مشابهی را در توان آلفا نشان می‌دهد که بیشتر از حرکات یک‌سویه سمت راست است، به‌طور معکوس افزایش تدریجی مورد انتظاری را با تقاضاهایی تکلیف یا به‌طور مشابه بین حرکات یک‌سویه سمت راست و چپ نشان داده شده است (دیبر، ۲۰۰۱). هماهنگی هم‌فاز دودستی، حرکتی است که با تلاش کمتر، حتی کمتر از تکلیف تک‌دستی همراه است (سرین ۲۰۰۸). بنابراین در حرکات دودستی براساس میزان دشواری تکلیف منابع عصبی درگیر در حرکت افزایش می‌یابد. البته اکثر پژوهش‌ها در این مورد بر حرکات ضربه‌زدن انگشتی تمرکز یافته‌اند. اجرای حرکات دودستی‌ای که

نواحی غیرغالب در طول حرکات دودستی قوی‌تر است (پولاک و همکاران، ۲۰۰۵). همچنین، فعال‌سازی بیشتر در باندهای بتا و آلفا در PMC چپ و M1 چپ به‌ترتیب در طول حرکات دودستی غیرهم‌فاز مشاهده می‌شود (پولاک و همکاران، ۲۰۰۷).

در مورد تغییر فعالیت سیستم عصبی در اثر تفاوت در اثر نیروی جاذبه در دو دست یا تفاوت در بار برداشته شده، تحقیقات بسیار اندک است. با این حال به عقیده سرین^۱ (۲۰۰۳)، پیوستگی جهت‌دار به‌ویژه در باند بتا از نیمکره غالب به نیمکره غیرغالب در تکالیف دودستی افزایش می‌یابد؛ هرگاه فقط با دست چپ یک وزنه بلند شود، این بازداری از غیرغالب به غالب اعمال می‌شود. نویسندگان پیشنهاد می‌کنند که عملکرد به‌طور حتم در شرایط بار بر دست چپ به‌علت تغییرات اعمال شده در سیستم حسی- حرکتی یا به‌علت ناتوانی نیمکره غیرغالب در هدایت حرکات دودستی، کاهش می‌یابد. با این حال، بی‌ثباتی‌ها در جهت جریان اطلاعات بین نیمکره‌های غالب و غیرغالب نیز توسط پولاک^۲ (۲۰۰۵) با استفاده از MEG گزارش شده است.

3. Debaere
4. Mayville

1. Serrien
2. Pollok

خاص هر یک از دست‌ها است، جایی که دو دست در قالب یک سیستم واحد عمل می‌کنند و با تمرین دودستی می‌توان تا حدی عدم تقارن در پی سکتی را با استفاده از تعاملات جفت شونده بین دو دست کاهش داد. بنابراین روش‌های تمرین دودستی بویژه تکالیف چالش‌برانگیز برای بازتوانی این بیماران توصیه شده است. بر اساس رویکرد سیستم‌های پویا، الگوهای هماهنگی ثابت دودستی در نتیجه تلفیق محدودیت‌های درونی (پویایی‌های عصبی و اتصالات مغز) و بیرونی (تکالیف و محیطی) پدیدار می‌شوند (سلیمان-مالکون^۲ و همکاران، ۲۰۱۰). در نتیجه، هنگامی که محدودیت‌های درونی به واسطه آسیبی معین (مانند سکتی مغزی) دچار تغییر می‌شوند، انطباق محدودیت‌های بیرونی تکمیل شده بر سیستم در خلال بازتوانی از اهمیتی اساسی برخوردار می‌شود که می‌تواند به روند بازپروری و تحریک بخش‌های آسیب دیده کمک نماید (روز^۳ و وینستین^۴، ۲۰۰۵). بنابراین از تکالیف دشواری نظیر تکلیف دودستی پژوهش حاضر می‌توان در توانبخشی افراد دچار سکتی مغزی استفاده نمود.

مستقیماً ناسازگار یا ناموافق هستند نیازمند تلاش محاسباتی سطح بالاتری است و قشر آهیانه‌ای را درگیر می‌کند (وندروث و همکاران، ۲۰۰۴؛ نومورا و همکاران، ۲۰۱۶). میستر^۱ و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند که این موضوع در مورد انجام حرکات دودستی که زمانبندی جفت نشده‌ای دارند صدق می‌کند. بنابراین پیشنهاد کردند که قشر آهیانه‌ای در زمانبندی در حین برنامه‌ریزی حرکت درگیر است.

در تحقیق حاضر با توجه به اینکه آزمودنی‌ها سه جلسه تمرین داشتند انتظار تغییر و تعدیل منابع عصبی، منطقی به‌نظر می‌رسد که چنین شرایطی نیز پیش آمده است و تغییرات همگی در جهت سازگاری با تکلیف و به‌کارگیری منابع عصبی کمتر پیش رفته است. با این حال خروجی‌های رفتاری عدم یادگیری و انتقال دوسویه در تکلیف دودستی پژوهش را نشان داد.

محققان و متخصصان بالینی تلاش‌های زیادی را وقف درک مشکلات دو دست پس از سکتی مغزی و همچنین طرح روش‌های بازتوانی تازه کرده‌اند. با این وجود، موضوع مهمی که مورد غفلت واقع شده این است که از نقطه نظر سیستم‌های پویا، رفتار دودستی نتیجه الگوی کارکردی

2. Sleimen-Malkoun

3. Rose

4. Winstein

1. Meister

- Allan LG (1979). The perception of time. *Percept Psychophys* 26:340-354.
- Aramaki, Y., Honda, M., Sadato, N., (2006). Suppression of the non-dominant motor cortex during bimanual symmetric finger movement: a functional magnetic resonance imaging study. *Neuroscience* 141, 2147–2153.
- Beets, I.A.M., Gooijers, J., Boisgontier, M.P., Pauwels, L., Coxon, J.P., Wittenberg, G. Swinnen, S.P., (2014). Reduced neural differentiation between feedback conditions after bimanual coordination training with and without augmented visual feedback. *Cereb. Cortex*.
- Brandes J, Rezvani F, & Heed T. (2016). Visual guidance of bimanual coordination relies on movement direction. *bioRxiv preprint first posted online Jul. Posted July 12.*
- Cardoso de Oliveira S. (2002) The neural basis of bimanual coordination: recent neurophysiological evidence and functional models. *Acta Psych* 110:139-159.
- Cuadrado, M.L., Arias, J.A., Gonzalez-Gutierrez, J.L., Egido, J.A., Varela de Seijas, E. (1999). Cerebral activation during movement of both hands. A study with transcranial Doppler. *Rev. Neurol.* 29, 793–796.
- Debaere, F., Wenderoth, N., Sunaert, S., Van Hecke, P., Swinnen, S.P., (2004b). Changes in brain activation during the acquisition of a new bimanual coordination task. *Neuropsychologia* 42, 855–867.
- Debaere, F., Wenderoth, N., Sunaert, S., Van Hecke, P., Swinnen, S.P., (2004a). Cerebellar and premotor function in bimanual coordination: parametric neural responses to spatiotemporal complexity and cycling frequency. *Neuroimage* 21, 1416–1427.
- Deiber, M.P., Caldarara, R., Ibañez, V., Hauert, C.A., (2001). Alpha band power changes in unimanual and bimanual sequential movements, and during motor transitions. *Clin. Neurophysiol.* 112, 1419–1435.
- Delgado L M, Solesio-Jofre E A, D.J. Serrienb, D. Mantinic, D, A. Daffertshofere, S.P. Swinnena (2014). Understanding bimanual coordination across small time scales from an electrophysiological perspective. *Neurosci Biobehav Rev.* Nov; 47:614-35.
- Doustan. M, Namazizadeh. M. Sheikh (2016). M, Naghdi. N. The Effect of Change in Different Characteristics in Movements of Two Hands on Transfer of Asymmetrical Bimanual Movement to Its Converse Pattern. *Motor Behavior.* Summer; 8 (24): 17-30. (In Persian).
- Duque, J., Mazzocchio, R., Dambrosia, J., Murase, N., Olivier, E., Cohen, L.G. (2005). Kinematically specific interhemispheric inhibition operating in the process of

- generation of a voluntary movement. *Cereb. Cortex* 15, 588–593.
- Foltys, H., Sparing, R., Boroojerdi, B., Krings, T., Meister, I.G., Mottaghy, F.M., Töpper, R. (2001). Motor control in simple bimanual movements: a transcranial magnetic stimulation and reaction time study. *Clin. Neurophysiol.* 112, 265–274.
- Gerloff, C., Andres, F.G., (2002). Bimanual coordination and interhemispheric interaction. *Acta Psychol. (Amst.)* 110, 161–186.
- Gross, J., Pollok, B., Dirks, M., Timmermann, L., Butz, M., Schnitzler, A., (2005). Task-dependent oscillations during unimanual and bimanual movements in the human primary motor cortex and SMA studied with magnetoencephalography. *Neuroimage* 26, 91–98.
- Gross, J., Timmermann, L., Kujala, J., Dirks, M., Schmitz, F., Salmelin, R., Schnitzler, A., (2002). The neural basis of intermittent motor control in humans. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 99, 2299–2302.
- Hardwick, R.M., Rottschy, C., Miall, R.C., Eickhoff, S.B., (2012). A quantitative meta-analysis and review of motor learning in the human brain. *Neuroimage*.
- Hikosaka, O., Nakamura, K., Sakai, K., Nakahara, H., (2002). Central mechanisms of motor skill learning. *Curr. Opin. Neurobiol.* 12, 217–222.
- Holper, L., Biallas, M., Wolf, M., (2009). Task complexity relates to activation of cortical motor areas during uni- and bimanual performance: a functional NIRS study. *Neuroimage* 46, 1105–1113.
- Ivry R., Diedrichsen J., Spencer R., et al (2004). A Cognitive Neuroscience Perspective on Bimanual Coordination and Interference. Review the literature. University of California. *Neuro-Behavioral Determinants of Interlimb Coordination.* pp 259-295.
- Jancke, L., Peters, M., Schlaug, G., Posse, S., Steinmetz, H., & Müller-Gärtner, H.-W. (1998). Differential magnetic resonance signal change in human sensorimotor cortex to finger movements of different rate of the dominant and the subdominant hand. *Cognitive Brain Research*, 6, 279–284.
- Jantzen, K.J., Steinberg, F.L., Kelso, J.A.S., (2008). Coordination dynamics of large-scale neural circuitry underlying rhythmic sensorimotor behavior. *J. Cogn. Neurosci.* 21, 2420–2433.
- Kelso JAS, Southard DL, Goodman D (1979) on the coordination of two-handed movements. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 5:229-238.
- Kennerley, S.W., Diedrichsen, J., Hazeltine, E., Semjen, A., Ivry, R.B., (2002). Callosotomy patients exhibit temporal uncoupling during continuous bimanual movements. *Nat. Neurosci.* 5, 376–381.
- Klapp S, Hill MD, Tyler JG, Martin ZE, Jagacinski RJ, Jones MR (1985). On marching to two

- different drummers: perceptual aspects of the difficulties. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 11:814-827.
- Krampe RT, Kliegl R, Mayr U, Engbert R, Vorberg D (2000) The fast and the slow of skilled bimanual rhythm production: Parallel vs integrated timing. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 26:206-233.
- Mayville, J.M., Jantzen, K.J., Fuchs, A., Steinberg, F.L., Kelso, J.A.S., (2002). Cortical and subcortical networks underlying syncopated and synchro-nized coordination revealed using fMRI. *Hum. Brain Mapp.* 17, 214–229.
- Mechsner F, Kerzel D, Knoblich G, Prinz W (2001) Perceptual basis of bimanual coordination. *Nature* 414:69-73.
- Meister I G, Foltys H, Gallea C, and Hallett M. How the brain handles temporally uncoupled bimanual movements. *Cerebral Cortex.* 2010; 20(12) : 2996-3004.
- Meyer-Lindenberg A, Ziemann U, Hajak G, Cohen L, Berman KF (2002). Transitions between dynamical states of differing stability in the human brain. *Proc Natl Acad Sci USA;* 99: 10948–53.
- Nishikawa KC, Murray ST, Flanders M (1999). Do arm postures vary with the speed of reaching? *Neurophysiol.* 81:2582–2586.
- Nomura Y, Jono Y, Tani K, Chujo Y and Hiraoka K (2016). Corticospinal Modulations during Bimanual Movement with Different Relative Phases. *Front. Hum. Neurosci.* 10:95.
- with 14 Reads, DOI: 10.3389/fnhum.2016.00095.
- Papaxanthis C, Pozzo T, McIntyre J (2005). Kinematic and dynamic processes for the control of pointing movements in humans revealed by short-term exposure to microgravity. *Neuroscience.* 35(2):371–383.
- Papaxanthis C, Pozzo T, Popov K. McIntyre. J (2005). Hand trajectories of vertical arm movements in one-G and zero-G environments: Evidence for a central representation of gravitational force. *Exp Brain Res.* 120:496–502.
- Papaxanthis C, Pozzo T, Schieppati M (2003). Trajectories of arm pointing movements on the sagittal plane vary with both direction and speed. *Exp Brain Res.* 148(4):498–503.
- Pollok, B., Butz, M., Gross, J., Schnitzler, A., (2007). Intercerebellar coupling contributes to bimanual coordination. *J. Cogn. Neurosci.* 19, 704–719.
- Pollok, B., Südmeyer, M., Gross, J., Schnitzler, A., (2005b). The oscillatory network of simple repetitive bimanual movements. *Cogn. Brain Res.* 25, 300–311.
- Pollok, B., Südmeyer, M., Gross, J., Schnitzler, A., (2005b). The oscillatory network of simple repetitive bimanual movements. *Cogn. Brain Res.* 25, 300–311.
- Puttemans, V., Wenderoth, N., Swinnen, S.P., (2005). Changes in brain activation during the acquisition of a multifrequency bimanual coordination task: from the cognitive stage to

- advanced levels of automaticity. *J. Neurosci.* 25, 4270–4278.
- Remy, F., Wenderoth, N., Lipkens, K., Swinnen, S.P., (2008). Acquisition of a new bimanual coordination pattern modulates the cerebral activations elicited by an intrinsic pattern: an fMRI study. *Cortex* 44, 482–493.
- Rémy, F., Wenderoth, N., Lipkens, K., Swinnen, S.P., (2010). Dual-task interference during initial learning of a new motor task results from competition for the same brain areas. *Neuropsychologia* 48, 2517–2527.
- Robertson SD, Zelaznik HN, Lantero DA, Bojczyk KG, Spencer RM, Doffin JG, Schneidt T (1999). Correlations for timing consistency among tapping and drawing tasks: Evidence against a single timing process for motor control. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 25:1316-1330.
- Ronsse, R., Puttemans, V., Coxon, J.P., Goble, D.J., Wagemans, J., Wenderoth, N., Swinnen, S.P., (2011). Motor learning with augmented feedback: modality-dependent behavioral and neural consequences. *Cereb. Cortex* 21, 1283–1294.
- Rose DK, Winstein CJ. The coordination of bimanual rapid aiming movements following stroke. *Clin Rehabil.* 2005; 19(4):452-62.
- Serrien D, Cassidy MJ, Brown P (2003). The importance of the dominant hemisphere in the organization of bimanual movements. *Hum Brain Mapp*; 18: 296–305.
- Serrien, D.J., (2008). Coordination constraints during bimanual versus unimanual performance conditions. *Neuropsychologia* 46, 419–425.
- Shea CH, Buchanan JJ, Kennedy DM (2016). Perception and action influences on discrete and reciprocal bimanual coordination.
- Sleimen-Malkoun R, Temprado J. J, Berton E (2010). A dynamic systems approach to bimanual coordination in stroke: implications for rehabilitation and research. *Medicina (Kaunas)*; 46(6):374-81.
- Spencer RMC, Ivry RB. The temporal representation of in-phase and anti-phase movements. *Hum Mov Sci* 2007; 26: 226–34.
- Stinear, J.W., Byblow, W.D., (2002). Disinhibition in the human motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements. *J. Physiol.* 543, 307–316.
- Swinnen SP, Dounskaia N, Duysens J (2002) Patterns of bimanual interference reveal movement encoding within a radial egocentric reference frame. *J Cog Neuro* 14:463-471.
- Swinnen, S.P., Wenderoth, N., (2004). Two hands, one brain: cognitive neuroscience of bimanual skill. *Trends Cognit. Sci.* 8, 18–25.
- Tao Wu, Liang Wang, Mark Hallett, et al (2010). Neural correlates of bimanual anti-phase and in-phase movements in Parkinson's disease. Published by oxford university press on behalf of guarantors of brain. *A journal of neurology.* Doi 10.

- 1093/brain/awq151. 133; 2394-2409.
- Ullén F, Forssberg H, Ehrsson HH. (2003). Neural networks for the coordination of the hands in time. *J Neurophysiol.* 89:1126--1135.
- Vangheluwe S, Suy E, Wenderoth N, Swinnen SP (2006). Learning and transfer of bimanual multifrequency patterns: effector-independent and effector-specific levels of movement representation. *Exp Brain Res* 170: 543–554.
- Viviani, P., Perani, D., Grassi, F., Bettinardi, V., Fazio, F., (1998). Hemispheric asymmetries and bimanual asynchrony in left- and right-handers. *Exp. Brain Res.* 120,531–536.
- Wenderoth N, Debaere F, Sunaert S, Swinnen SP. (2005). Spatial interference during bimanual coordination: differential brain networks associated with control of movement amplitude and direction. *Hum Brain Mapp.* 26:286--300.
- Wenderoth N, Debaere F, Sunaert S, van Hecke P, Swinnen SP. (2004). Parieto-premotor areas mediate directional interference during bimanual movements. *Cereb Cortex.* 14:1153--1163.
- Zelaznik HM, Spencer RM, Doffin J (2000) Temporal precision in tapping and circle drawing movements at preferred rates is not correlated: Further evidence against timing as a general purpose ability. *J Motor Behav* 32:193-199.
- Zelaznik HM, Spencer RM, Ivry RB (2002) Dissociation of explicit and implicit timing processes in repetitive tapping and drawing movements. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 28:575-588.
- Zenone P.G. and J.A. Kelso (1992). Evolution of behavioral attractors with learning: nonequilibrium phase transitions, *J. Exp. Psychol.—Hum. Percept. Perform* 18 (2), pp. 403–421.
- Zenone P.G. and J.A. Kelso (1997). Coordination dynamics of learning and transfer: collective and component levels, *J. Exp. Psychol.—Hum. Percept. Perform* 23 (5), pp. 1454–1480.