تأثیر دست‌برتری و دستکاری شاخص دشواری بر مؤلفه‌های رفتاری و عصبی اجرای تکلیف مبادلهٔ سرعت– دقت

محمدرضا دوستان[1]، لیلا فرزاد[2]، اسماعیل صائمی[3]

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

۲. دبیر تربیت بدنی، اداره آموزش و پرورش شهرستان شوشتر، شوشتر، ایران

۳. استادیار گروه رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۱۰/۱۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۱۲/۲۵

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی تأثیر دست‌برتری و دشواری تکلیف بر مؤلفه‌های رفتاری و عصبی تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت بود. پژوهش ازنوع نیمه‌تجربی و به‌لحاظ هدف، بنیادی بود. شرکت‌کنندگان ۲۰ دانش‌آموز ۱۴ و ۱۵ ساله بودند. ابزارها شامل EEG چهارکاناله، قلم نوری و حسگر، لپتاپ، مترونوم و نرم‌افزار Target-Tapping-Test بود. شرکت‌کنندگان براساس نمرات پرسش‌نامهٔ دست‌برتری ادینبررگ، به دو گروه چپ‌برتر و راست‌برتر تقسیم شدند و در مدت زمان ۳۰ ثانیه تکالیف سرعت- دقت ساده و دشوار را با دست برتر و غیربرتر انجام دادند؛ به‌طوری‌که خروجی رفتاری از قلم نوری و پد لمسی (خطاهای فضایی و زمانی) و داده‌های EEG از نواحی مغزی ثبت شد. برای تحلیل داده‌ها از تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. نتایج نشان داد که دست غیربرتر بیش از دست برتر تحت‌تأثیر دشواری تکلیف قرار گرفت و خطای فضایی بیشتری داشت. دست‌برتری و دشواری تکلیف بر پهنای مؤثر هدف تأثیر معناداری نداشت. میانگین وقفهٔ زمانی در اندام غیربرتر برای تکلیف دشوار بیش از تکلیف آسان بود. در ناحیهٔ C3، توان موج گاما در تکلیف دشوار بیشتر و در افراد راست‌دست در دست غیربرتر بالاتر بود. در ناحیهٔ F4، توان موج آلفا برای افراد چپ‌دست درهنگام انجام حرکت دشوار بالاتر از تکلیف آسان بود. به‌نظر می‌رسد که در تکالیف نیازمند دقت و سرعت، خطاهای فضایی و زمانی تحت‌تأثیر دشواری تکلیف قرار می‌گیرند؛ ولی خطای زمانی بیش از خطای فضایی تحت‌تأثیر دشواری تکلیف است تا دست‌برتری. همچنین، نواحی حرکتی نیمکرهٔ چپ و فورنتال نیمکرهٔ راست مهم‌تر از سایر نواحی در اجرای تکلیف هستند.

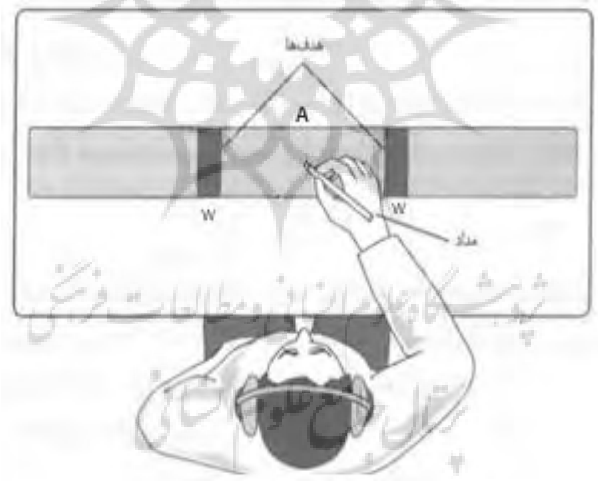
واژگان کلیدی: تکلیف فیتز، دست‌برتری، دشواری تکلیف، نیمکره‌های مغز

* نویسندهٔ مسئول Email: mrdoostan@gmail.com

مقدمه

یکی از اصول اساسی حرکات انسان، ارتباط میان سرعت و دقت حرکت است. تلاش برای انجام سریع‌تر حرکات احتمال خطای بیشتر را افزایش می‌دهد، ازطرف‌دیگر، تمرکز بیشتر روی دقت حرکت باعث آهسته‌تر شدن حرکت می‌شود (۱). هنگامی‌که افراد برای رسیدن به هدف، سریع و دقیق عمل کنند، بین سرعت و دقت مبادله روی می‌دهد؛ بدین‌معنا که افزایش سرعت حرکت باعث کاهش دقت فضایی و کاهش سرعت حرکت و به‌دنبال آن، باعث افزایش دقت فضایی می‌شود (۲). در تکالیف بسیاری ایدهٔ عمومی مبادله سرعت- دقت[1](SAT) اثبات شده است؛ ازاین‌رو، یک قانون عمومی رفتار حرکتی درنظر گرفته شده است که قانون فیتز[2]نام دارد (۳). قانون فیتز با استفاده از یک تکلیف آزمایشگاهی ضربه‌زنی دوطرفه با قلم ویژه به اهداف مشخص، یک معادلهٔ لگاریتمی برای مبادلهٔ سرعت و دقت پیشنهاد می‌کند که ارتباط زمان حرکت و شاخص دشواری[3](ID) را نشان می‌دهد (۴). فیتز دریافت که رابطهٔ بین اندازهٔ حرکت (A)، پهنای هدف (W) و میانگین زمان حرکتِ (MT) منتج از این دو، از یک فرمول تبعیت می‌کند:

$$MT= a + b\ [\log (\frac{2A}{W})]$$



شکل ۱- تصویری از تکلیف ضربه‌زنی دوطرفهٔ فیتز (اشمیت و لی، ۲۰۰۵)

1. Speed-Accuracy Trade Off
2. Fitts Law
3. Index of Difficulty

ارزش عددی $\log(\frac{2A}{W})$ به‌عنوان شاخص دشواری (ID) بیان می‌شود و افزایش شاخص دشواری باعث کاهش سرعت حرکت (افزایش MT) می‌شود (۵). درواقع، زمان حرکت به دشواری تکلیف بستگی دارد (۶)؛ درنتیجه، کارایی سیستم حرکتی به دشواری تکلیف مربوط است (۹) و این اندازه‌گیری در تکالیف معمولاً با بررسی دقت یا خطای نقطهٔ پایانی حرکت به‌دست می‌آید (۷-۹). خطای حرکت به‌صورت انحراف استاندارد (SD) درون‌فردی فاصلهٔ حرکت که به‌عنوان ناهمسانی یا «گستردگی» در حرکات هدف‌گیری به‌سمت هدف شناخته می‌شود، اندازه‌گیری می‌شود. نام این خطاها را پهنای مؤثر هدف (W_e) نامیده‌اند و آن را اندازهٔ مؤثر هدفی درنظر می‌گیرند که فرد می‌تواند در MT و A خاصی به آن برسد. برای محاسبهٔ W_e از SD نقاط پایانی هدف استفاده می‌شود (۱۰): $W_e = 4.133SD$

دانیون[1] و همکاران (۱۱) به بررسی مبادلهٔ بین تغییرات فضایی و زمانی در حرکات هدف‌گیری دوجانبهٔ اندام فوقانی پرداختند. نتایج نشان داد که تغییرپذیری فضایی با مدت زمان حرکت کاهش می‌یابد؛ درحالی‌که تغییرپذیری زمانی با مدت زمان حرکت افزایش می‌یابد و همبستگی قوی منفی‌ای بین تغییرات فضایی و زمانی پس از تغییرات درطول حرکت مشاهده شد (۱۱). از زمان انتشار قانون فیتز، پژوهشگران در زمینه‌های مختلف روی آن پژوهش کرده‌اند و نشان داده‌اند که این قانون تعمیم‌پذیری قابل‌ملاحظه‌ای دارد؛ برای مثال، علاوه‌براینکه درمورد جوانان صدق می‌کند، درمورد کودکان و سالمندان نیز به‌خوبی صدق می‌کند. علاوه‌بر دست‌ها، در پاها، بازوها و انگشتان، حتی وقتی‌که حرکت اندام‌ها در زیر آب انجام شود، زمانی‌که تکالیف حرکتی آن‌قدر ظریف هستند که باید آن‌ها را با ذره‌بین مشاهده کرد و زمانی‌که حرکات فقط تصور می‌شوند (۵) و مهم‌تر از همه برای انواع موقعیت‌های حرکتی و اعمال روزمرهٔ انسان (۳) نیز کاربرد دارد؛ بااین‌وجود، بیشتر پژوهش‌ها به حرکات هدف‌گیری یک‌دستی پرداخته‌اند که اغلب در دست برتر بررسی شده‌اند.

در اندام‌های قرینهٔ بدن، تسلط یا برتری یکی بر دیگری، «برتری جانبی»[2] نامیده می‌شود. دست‌برتری یکی از آشکارترین نامتقارنی‌های کارکردی مغز است. انتخاب اندام برتر در اجرای مهارت‌ها می‌تواند نتیجهٔ اجرا و عملکرد فرد را تحت‌تأثیر قرار دهد؛ به‌طوری‌که با دست برتر می‌توان کارها را با سرعت و دقت بیشتری انجام داد (۱۲). گرویوس[3] (۱۳) نتیجه گرفت که افراد راست‌دست حرکات هدف‌گیری را با سرعت بهتر، ظرافت بیشتر و دقت فضایی بیشتری درهنگام اجرا با دست راست خود نشان می‌دهند. بگی[4] و همکاران (۱۴) با به‌کارگیری دینامومتر و کلید برای اندازه‌گیری قدرت و سرعت

1. Danion
2. Laterality
3. Grouios
4. Bagi

دست نشان دادند که فقدان تقارن کارکردی در هر دو تکلیف در راست‌دست‌ها بیشتر است. رودریگوئز[1] و همکاران (۱۵) نشان دادند که در تکالیف نیازمند دقت، چپ‌دست‌ها نسبت به راست‌دست‌ها فقدان تقارن کارکردی کمتری دارند.

نظریه‌ها و فرضیه‌های مختلفی با تحلیل‌های متفاوتی درزمینهٔ SAT مطرح شده‌اند. فرضیهٔ مبادلهٔ هزینه- سود[2](CBT)، مبادلهٔ بین تلاش عضلانی و ارزش ذهنی پاداش است (۱۷، ۱۶). ازیک‌سو، دریافت سریع پاداش به تلاش عضلانی بزرگ‌تر نیاز دارد (۱۸) و ازسوی‌دیگر، هنگامی‌که ارزش ذهنی پاداش کاهش می‌یابد، زمان لازم برای انجام آن تکلیف افزایش یابد (۱۹)؛ درنتیجه، سود خالص که شامل ارزش ذهنی منهای تلاش عضلانی است، برای یک زمان معین بهینه است. به عقیدهٔ پترنل[3]و همکاران (۲۰)، هنگامی‌که مغز ما تصمیم می‌گیرد بدنمان را حرکت دهد، دو عامل اصلی در تعامل هستند: اول، مغز با مبادلهٔ هزینه- سود، بین اهمیت سرعت حرکت سریع‌تر به سمت هدف که با پاداش همراه است و افزایش هزینهٔ عضلانی ناشی از سرعت حرکت، مبادله ایجاد می‌کند؛ دوم، مغز با مبادلهٔ سرعت- دقت، بین اینکه چگونه حرکت دقیق را انجام دهد و زمان لازم برای دستیابی به چنین دقتی، مبادله ایجاد می‌کند.

براساس فرضیهٔ نویز وابسته به سیگنال، در سیگنال‌های کنترل عصبی، با افزایش سطح میانگین سیگنال‌ها به‌دلیل ماهیت وابسته به سیگنال آن، نویز افزایش می‌یابد (۲۱). باوجود چنین نویز وابسته به سیگنالی، حرکت با بیشترین سرعت ممکن به کنترل بیشتری بر سیگنال نیاز دارد که می‌تواند به افزایش تغییرپذیری حرکتی و درنتیجه، دقت کمتری در حرکت منجر شود (۶). فرضیهٔ نویز وابسته به سیگنال بیانگر این است که دقت در یک تکلیف می‌تواند با داشتن سیگنال‌های کنترل کم؛ یعنی کاهش سرعت حرکت بهبود یابد؛ به‌این‌ترتیب، بین سرعت و دقت مبادله صورت گیرد (۲۱)؛ بااین‌حال، زیربنای عصبی توانایی تنظیم عملکرد مبادلهٔ سرعت- دقت هنوز به‌خوبی درک نشده است (۱)؛ اما در این مورد می‌توان به مجموعه‌ای از شواهد برگرفته از پژوهش‌های مختلف استناد کرد که اکثر آن‌ها به پژوهش‌های جانبی و نزدیک به مبادلهٔ سرعت- دقت پرداخته‌اند. ون وین[4]و همکاران (۱) بیان کردند که هنوز مشخص نیست مغز چگونه SAT را کنترل می‌کند. آن‌ها تلاش کردند این موضوع را با استفاده از تداخل پاسخ ساده نشان دهند. در تکلیف پژوهش آن‌ها مشارکت‌کنندگان باید به رنگ مربعی که در سمت راست و چپ آن‌ها قرار داشت، پاسخ می‌دادند؛ به‌طوری‌که موقعیت را نادیده بگیرند. آن‌ها دریافتند که با افزایش نیازمندی‌های توجه، سیگنال عصبی مربوط به ویژگی‌های محرک

1. Rodrigues
2. Cost-Benefit Trade-Off
3. Peternel
4. Van Veen

گسترش می‌یابد و کنترل توجه در تکلیف SAT به انتقال سیگنال از بالا به پایین، از ناحیهٔ پیش‌پیشانی خلفی- جانبی[1]وابسته است. ون‌وین و همکاران (۱) بیان کردند که فعالیت ناحیهٔ پیش‌پیشانی خلفی- جانبی، بیشتر با سرعت حرکت در ارتباط است تا با دقت حرکت. درعوض، وقتی‌که سرعت حرکت افزایش می‌یابد، فعالیت پایه‌ای شبکهٔ درگیر در تصمیم‌گیری در انجام پاسخ افزایش می‌یابد. هیتز و شال[2](۲۲) بیان کردند که چندین آزمایش نشان داده است که نورون‌های ویژه‌ای در نواحی پیش-پیشانی و آهیانه‌ای در تعدیل سرعت و دقت فعالیت دارند؛ ولی همبستگی نوروفیزیولوژیکی SAT را گزارش نکردند. مدل‌های محاسباتی SAT را به‌عنوان مفاهیمی از تجمع تصادفی شواهد حسی پر از نویز از یک سطح پایه درطول زمان توصیف کرده‌اند. پاسخ‌ها هنگامی ایجاد می‌شوند که شواهد تجمع‌یافته برای یک انتخاب به یک حد آستانه برسند. افزایش آستانهٔ تصمیم‌گیری (کاهش وضعیت پایه‌ای) باعث ایجاد پاسخ‌های آهسته‌تر و دقیق‌تر می‌شود. کاهش این آستانه باعث ایجاد حرکات سریع‌تر ولی با دقت کمتر می‌شود. برخی پژوهش‌ها نشان داده‌اند که در این فرایند، نواحی جانبی درون‌آهیانه‌ای (۲۳)، برجستگی فوقانی (۲۵، ۲۴) و عقده‌های قاعده‌ای (۲۶) دخیل هستند؛ بااین‌وجود، هنوز دربارهٔ نواحی درگیر مغزی در SAT چالش وجود دارد. درمجموع، مطالعات تصویربرداری عصبی نشان می‌دهند که SAT در پاسخ‌های پایه‌ای سطح بالاتر که سرعت بر دقت اولویت دارد، ممکن است با تغییرات در فعالیت‌های عصبی پایه در نواحی مرتبط با تصمیمات اجرا شود (۲۹-۲۷، ۱). این مطلب نشان می‌دهد که کاهش محدودهٔ تصمیم‌گیری در مدل‌های رفتاری، با افزایش شروع سطح فعالیت‌های عصبی در مناطقی که مشاهدات را جمع می‌کنند، در مغز اجرا می‌شود؛ بنابراین، پژوهش گستردهٔ حاضر به بررسی تأثیر دست‌برتری و دشواری تکلیف بر مؤلفه‌های رفتاری و عصبی در مبادلهٔ سرعت- دقت در آزمودنی‌های پسر ۱۴ تا ۱۵ ساله می‌پردازد.

روش پژوهش

نوع پژوهش حاضر، بنیادی- کاربردی با طرح درون‌گروهی و بین‌گروهی و روش پژوهش به‌صورت نیمه‌تجربی است که در آن به بررسی تأثیر دشواری تکلیف و دست‌برتری بر مبادلهٔ سرعت- دقت پرداخته شده است. دانش‌آموزان پسر پایهٔ هشتم دبیرستان قیصر امین‌پور شوشتر (با میانگین سنی ۱۴/۲) جامعهٔ آماری پژوهش حاضر را تشکیل دادند. شرکت‌کنندگان داوطلبانه در پژوهش شرکت کردند و ازمیان آن‌ها ۲۰ نفر به‌صورت هدفمند با معیارهای داشتن دامنهٔ بینایی طبیعی، نداشتن

1. Dorsilateral Prefrontal Area (DLPFC)
2. Heitz & Schall

مشکل جسمانی و حرکتی انتخاب شدند. از سیاههٔ دست‌برتری ادینبورگ[1] که توسط اولدفیلد[2] (۱۹۷۱) طراحی شده است، برای ارزیابی دست‌برتری استفاده شد (۳۰) که از بین جامعهٔ ذکرشده ۱۰ نفر راست‌دست و ۱۰ نفر چپ دست انتخاب شدند.

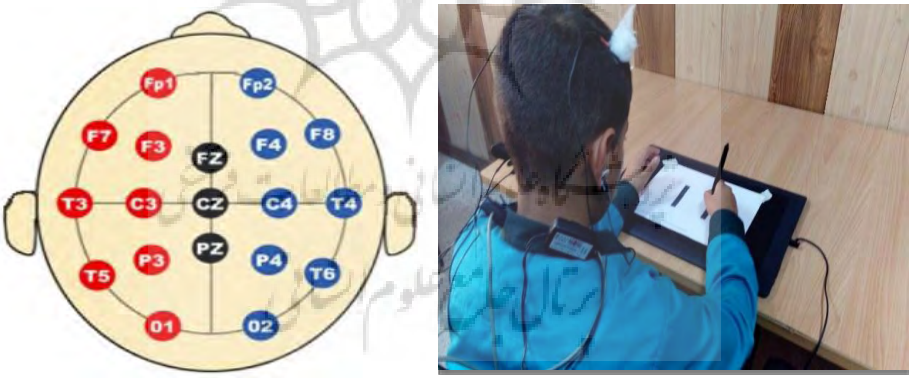
ابزارهای مورداستفاده در پژوهش حاضر، دستگاه نوروفیدبک و بیوفیدبک چهارکانالهٔ Vilistus ساخت کشور انگلستان، قلم نوری Wacom مدل Intous pen مجهز به صفحهٔ حسگر، لپتاپ، مترونوم و کرونومتر بودند. در پژوهش حاضر، از نرم‌افزار محقق‌ساخته مشابه ابزار مورد استفادهٔ فیتز (۵) استفاده شد. روایی نرم‌افزار به تأیید متخصصان و افراد خبره در حوزهٔ رفتار حرکتی رسید. پایایی ابزار ازطریق روش آزمون- بازآزمون و ازطریق ضریب همبستگی پیرسون برابر با ۰/۸۲ به‌دست آمد. پیش از اجرای آزمون، آزمونگر تمامی شرکت‌کنندگان را با موارد آزمون و با نحوهٔ اجرای تکالیف و هماهنگی با صدای مترونوم آشنا کرد. در این پژوهش از مترونوم شنیداری استفاده شد. سپس، به شرکت‌کنندگان فرصت داده شد قلم نوری را در دست بگیرند و علاوه‌بر هماهنگ‌شدن با صدای مترونورم که به شیوه‌ای تنظیم شده بود که فاصلهٔ هر ضربه ۳۰۰ هزارم ثانیه باشد، آزمون را تمرین کنند. آزمون شامل تکلیف آسان با فاصلهٔ اهداف ۱۵ سانتی‌متر و پهنای هدف ۰/۵ سانتی‌متر و نیز تکلیف دشوار با فاصلهٔ اهداف هشت سانتی‌متر و پهنای هدف ۱/۵ سانتی‌متر بود.

در بخش دیگری از پژوهش، برخی نواحی به‌وسیلهٔ EEG امواج مغزی ارزیابی شدد. سیگنال مبتنی‌بر رویداد از فعالیت مغزی پیوسته با میانگین توان EEG استخراج شد که در زمان جفت‌شده با آغاز و پایان حرکت است. در پژوهش حاضر، زمان انجام تکلیف مداوم مبادلهٔ سرعت- دقت ۳۰ ثانیه بود و بدین‌دلیل میانگین این زمان ثبت شد. تغییرات و دامنه‌های امواج EEG همبسته با عملکرد بودند و با نوع رویداد، سطح انگیختگی، سن و پاتولوژی‌ها تعدیل می‌شدند (۳۳-۳۱). ریتم‌ها و باندهای فرکانس ویژه مستلزم فعالیت‌های حرکتی در پژوهش‌های EEG آلفا یا موMu و بتا در ناحیهٔ مرکزی و گاما در ناحیهٔ پس‌مرکزی و پیش‌پیشانی هستند. آلفا و بتا مهم‌ترین سیگنال‌ها در نواحی حسی‌حرکتی برای حرکات تصویرسازی‌شده (۳۴)، حرکات واقعی دست (۳۵) و حرکات مشاهده‌شده (۳۶) بودند. به‌طور مکرر در مطالعات، بر ارتباط باند بتا درطول حرکات تأکید شده است (۳۸، ۳۷). رفتار ریتم‌های بتا و آلفا یا مو در توقف یا پایان حرکت یعنی هنگامی‌که عضله آرام می‌شود، متفاوت است. همانند ارتباط بین توان بتا و EMG، باند گاما در ناحیهٔ پس‌مرکزی وابستگی زیادی با فعالیت عضله نشان می‌دهد (۳۹). در مقایسه با پاسخ‌های آلفا و بتا، پاسخ‌های گاما بیشتر ویژهٔ حسی‌تنی هستند. باند گاما مرتبط با یکپارچگی حسی‌حرکتی است (۴۰) و همچنین، پیشنهاد شده است که مغز به‌وسیلهٔ آن جنبه‌های

1. Edinburgh Handedness Inventory
2. Oldfield

ادراکی را کامل می‌کند (۴۱)؛ برهمین‌اساس، در پژوهش حاضر، تمرکز اصلی بر باندهای آلفا، تتا به بتا و گاما است و سعی شده است تحلیل‌ها براساس تغییرات توان این امواج انجام شوند.

آزمایش‌های الکتروانسفالوگرافی (EEG) توسط متخصص و کارشناس این ابزار، در نواحی موردنظر انجام شدند. در این روش، الکترودها روی سطح جمجمه، جایی نزدیک به مکان آناتومیکی موردنظر قرار می‌گیرند. EEG معمولاً پتانسیل‌های الکتریکی در الکترودهای واحد نسبت به یک الکترودی بی‌طرف سنجیده می‌شود که معمولاً روی لالهٔ گوش قرار داده می‌شود. با توجه به محدودیت در تعداد الکترودهای ثبتی، جفت‌شدگی نواحی حرکتی C3 (مرکزی یا حرکتی چپ) با C4 (مرکزی یا حرکتی راست)، F3 (فورنتال یا پیشانی چپ) با F4 (فورنتال یا پیشانی راست) در آزمون موردبررسی قرار داده شد. الکترودهای دستگاه EEG ابتدا در نواحی C3 و C4 سر قرار می‌گرفتند. سپس، شرکت‌کننده به‌مدت ۳۰ ثانیه تکلیف آسان را با دست برتر و هماهنگ با صدای مترونورم انجام می‌داد. سپس، ۳۰ ثانیه همان تکلیف آسان را با دست غیربرتر انجام می‌داد. همین کار برای تکلیف دشوار تکرار می‌شد. حال، باید جای الکترودهای دستگاه EEG تغییر می‌کرد و در نواحی F3 و F4 سر قرار می‌گرفت تا فرد در مدت زمان ۳۰ ثانیه هرکدام از تکالیف ساده و دشوار را با دست برتر و غیربرتر انجام می‌داد؛ به‌طوری‌که هم‌زمان هم خروجی رفتاری به‌صورت اعداد خروجی از قلم نوری و پدلمسی و هم داده‌های EEG از نواحی مغزی C3، C4، F3 و F4 ثبت شدند.



شکل ۲- تصویری از اجرای تکلیف ضربه‌زنی دوطرفهٔ فیتز (سمت راست) و نواحی قشری مشخص‌شده (سمت چپ)

نتایج

از میانگین و انحراف معیار به‌عنوان آمار توصیفی استفاده شد. طبیعی‌بودن داده‌ها از طریق آزمون شاپیرو- ویلک[1]و همگنی واریانس‌ها با استفاده از آزمون لون[2]بررسی شد و سطح معناداری بالای ۰/۰۵ به‌دست آمد؛ بنابراین هردو مورد تایید شد. برای بررسی استنباطی و تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از آزمون‌های آماری تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری، تی مستقل و وابسته در سطح معناداری $P < 0.05$ استفاده شد. برای انجام تحلیل‌های آماری از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس.[3]نسخهٔ ۲۱ استفاده شد.

الف- یافته‌های مربوط به خروجی‌های رفتاری

جدول ۱- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری های تکراری مرکب (۲ * ۲ * ۲) برای بررسی تفاوت بین تعداد ضربات درست و خطا به اهداف، در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

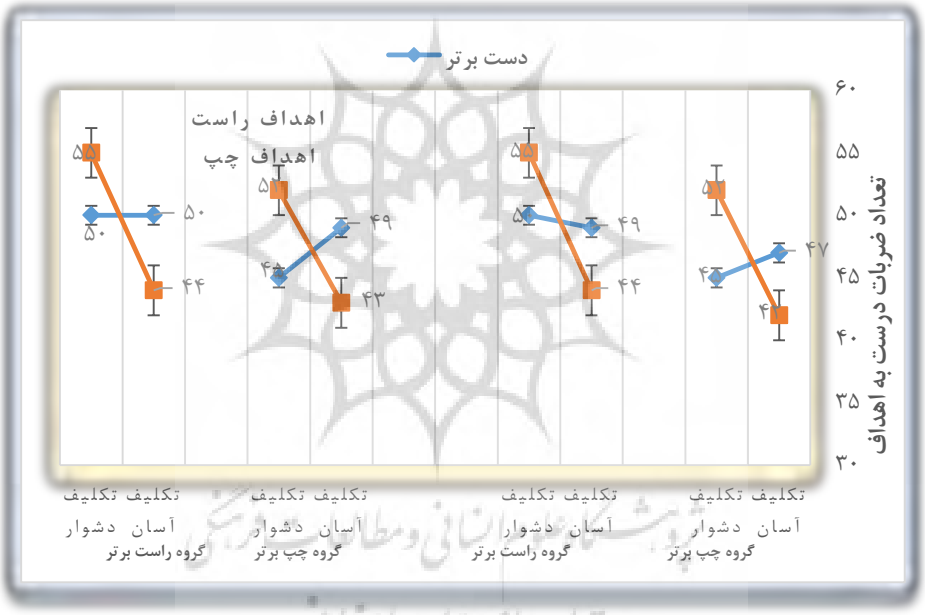
منبع تغییرات	تعداد ضربات درست به اهداف			تعداد ضربات خطا به اهداف		
	مقدار اف	سطح معناداری	مجذور اتا	مقدار اف	سطح معناداری	مجذور اتا
دشواری تکلیف	۳/۴۵۸	۰/۰۷۸	۰/۱۶۱	۱۹۰/۷۱۳	۰/۰۰۱*	۰/۹۱۴
دشواری تکلیف * گروه	۰/۳۱۹	۰/۵۷۹	۰/۰۱۷	۱/۷۵۹	۰/۲۰۱	۰/۰۸۹
اندام (دست برتر- غیربرتر)	۰/۰۳۳	۰/۷۲۳	۰/۰۰۲	۴/۹۷۶	۰/۰۳۹*	۰/۲۱۷
اندام * گروه	۰/۱۳۰	۰/۷۲۳	۰/۰۰۷	۰/۰۵۷	۰/۸۱۳	۰/۰۰۳
دشواری تکلیف * اندام	۸/۷۷۶	۰/۰۰۸*	۰/۳۲۸	۱۱/۳۸۸	۰/۰۰۳*	۰/۳۸۸
دشواری تکلیف * اندام * گروه	۰/۲۰۶	۰/۶۴۸	۰/۰۱۲	۰/۳۱۸	۰/۵۸۰	۰/۰۱۷

* معناداری در سطح $P < 0.05$

همان‌طورکه در جدول شمارهٔ یک مشاهده می‌شود، یافته‌های مربوط به آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که برای تعداد ضربات درست به هدف، اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه و نیز اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه

1. Shapiro-Wilk
2. Levene s Test
3. SPSS

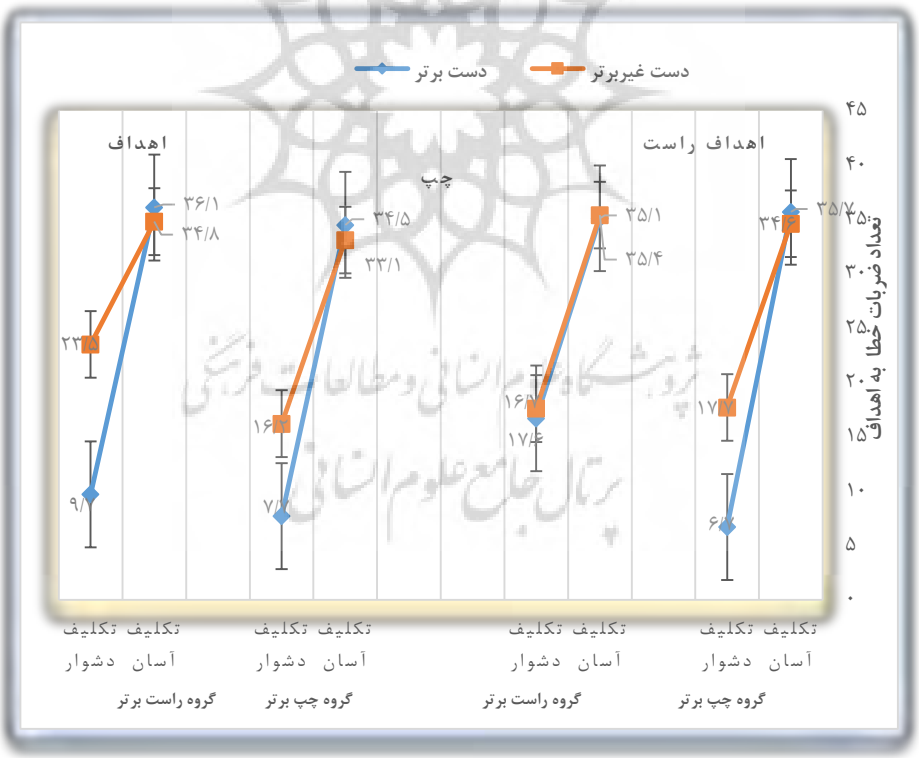
معنادار نشد؛ بااین‌وجود، تعامل دشواری تکلیف در اندام معنادار شد؛ اما تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. آزمون‌های تی وابسته نشان داد که در دست برتر، بین تکلیف آسان و دشوار در تعداد ضربات درست به‌سمت اهداف تفاوت معناداری وجود نداشت (sig = 0.296 t = -0.508)؛ ولی در دست غیربرتر، این تفاوت وجود داشت (sig = 0.004، t = 3.271). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که در تکلیف آسان نسبت به تکلیف دشوار، تعداد ضربات درست به‌سمت اهداف بیشتر بود (۵۳/۶۷ دربرابر ۴۳/۷۷). به‌علاوه، هم در تکلیف آسان و هم در تکلیف دشوار، بین دست برتر و هم دست غیربرتر در تعداد ضربات درست به‌سمت اهداف تفاوت معناداری وجود نداشت (sig = 0.064 t = -1.969 sig = 0.087 t = 1.807).



شکل ۳- تعداد ضربات درست به هدف سمت راست، در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

یافته‌های مربوط به تعداد ضربات خطا به اهداف نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف معنادار است. مقایسهٔ میانگین‌ها نشان می‌دهد که تعداد ضربات خطای به اهداف در تکلیف دشوار نسبت به تکلیف ساده بیشتر است (۶۹/۸۲ دربرابر ۳۵/۵۵)؛ بااین‌وجود، تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار نشد. اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) نیز معنادار شد. مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که تعداد ضربات خطای به اهداف در دست غیربرتر نسبت به دست برتر بیشتر بود (۵۳/۲۲۵ دربرابر ۴۵/۵۵)؛

بااین‌وجود، تعامل اندام در گروه معنادار نشد. همچنین، تعامل دشواری تکلیف در اندام معنادار شد؛ ولی تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. آزمون‌های تی وابسته نشان دادند که در تکلیف آسان، بین دست برتر و غیربرتر در تعداد ضربات خطای به‌سمت اهداف تفاوت معناداری وجود داشت (t = -4.467 sig = 0.0001). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که دست غیربرتر نسبت به دست برتر دارای تعداد ضربات خطای به‌سمت اهداف بیشتری بود (۳۷/۵۰ دربرابر ۲۰/۴۰)؛ ولی در تکلیف دشوار، بین دو دست برتر و غیربرتر در تعداد ضربات خطای به‌سمت اهداف تفاوت معناداری وجود نداشت (t = 0.366 ،sig = 0.719). آزمون‌های تی وابسته نشان داد که هم در دست برتر و هم در دست غیربرتر، بین تکالیف آسان و دشوار در تعداد ضربات خطای به‌سمت اهداف تفاوت معناداری وجود داشت (t = -10.089 ،sig = 0.0001 و t = -10.850 ،sig = 0.0001). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که در هر دو دست برتر (۷۰/۷۰ دربرابر ۲۰/۴۰) و غیربرتر (۶۸/۹۵ دربرابر ۳۷/۵۰)، تکالیف دشوار نسبت به آسان دارای تعداد ضربات خطای به‌سمت اهداف بیشتری بودند.



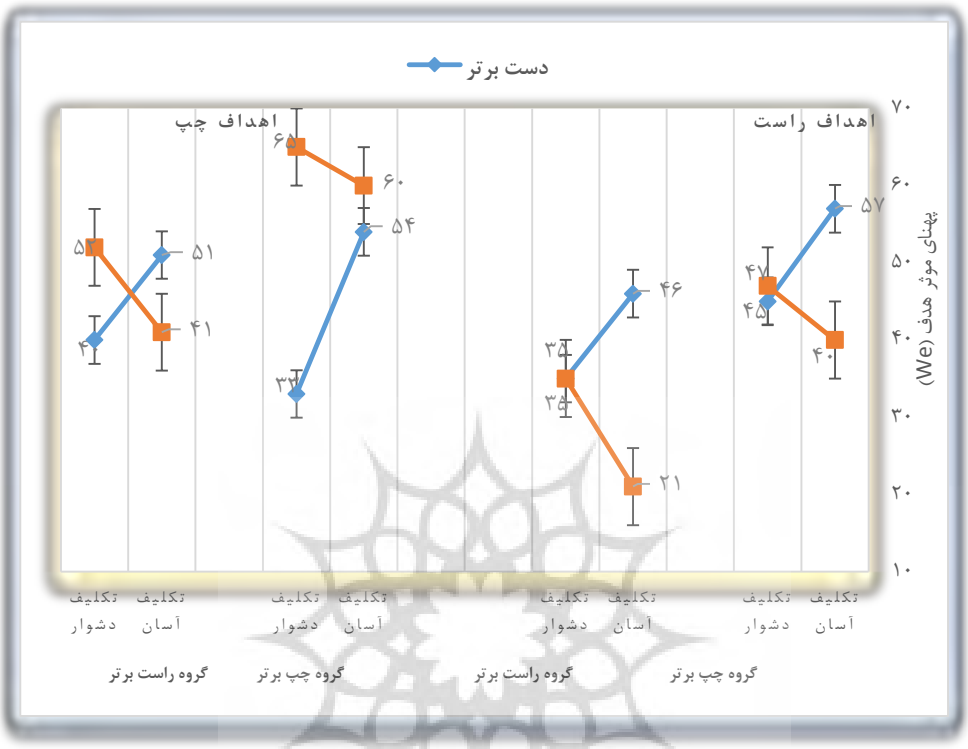
شکل ۴- تعداد ضربات خطای به هدف سمت راست، در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری مرکب (۲ * ۲ * ۲) برای بررسی تفاوت بین پهنای مؤثر هدف (We) و میانگین وقفهٔ زمانی بین ضربات (MT) به اهداف در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

منبع تغییرات	پهنای مؤثر هدف (We)			میانگین وقفهٔ زمانی (MT)		
	مقدار اف	سطح معناداری	مجذور اتا	مقدار اف	سطح معناداری	مجذور اتا
دشواری تکلیف	۰/۲۶۸	۰/۶۱۱	۰/۰۱۵	۲/۴۴۵	۰/۱۳۵	۰/۱۲۰
دشواری تکلیف * گروه	۰/۴۲۵	۰/۵۲۳	۰/۰۲۳	۰/۱۷۱	۰/۶۸۴	۰/۰۰۹
اندام (دست برتر- غیربرتر)	۰/۰۰۱	۰/۹۷۳	۰/۰۰۱	۰/۰۷۷	۰/۷۸۵	۰/۰۰۴
اندام * گروه	۱/۳۶۵	۰/۲۵۸	۰/۰۷۱	۰/۴۲۶	۰/۵۲۲	۰/۰۲۳
دشواری تکلیف * اندام	۷/۹۰۵	*۰/۰۱۲	۰/۳۰۵	۱۱/۴۹۴	۰/۰۰۳	۰/۳۹۰
دشواری تکلیف * اندام * گروه	۰/۰۱۰	۰/۹۲۰	۰/۰۰۱	۰/۰۱۸	۰/۸۹۴	۰/۰۰۱

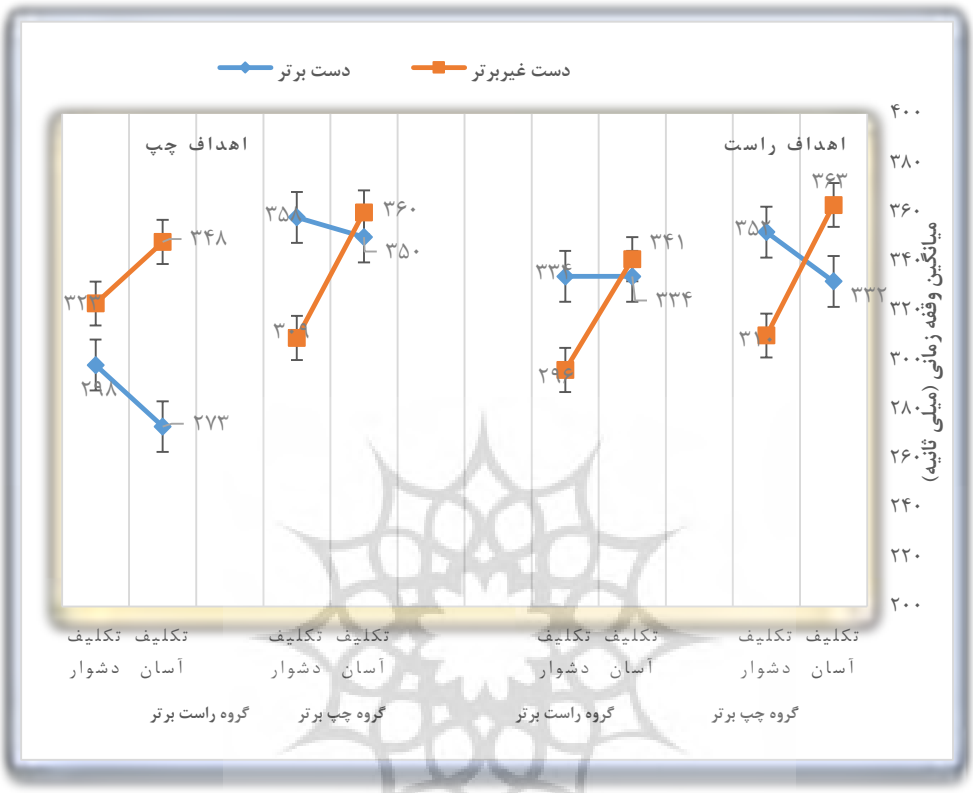
* معناداری در سطح $P < 0.05$

همان‌طورکه در جدول شمارهٔ دو مشاهده می‌شود، یافته‌های مربوط به پهنای مؤثر هدف (We) نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه و نیز اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه معنادار نشد؛ بااین‌وجود، تعامل دشواری تکلیف در اندام معنادار شد؛ ولی تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. جالب اینکه آزمون‌های تی مستقل نشان دادند که هم در تکلیف آسان و هم در تکلیف دشوار، بین اندام برتر و غیربرتر تفاوت معناداری وجود نداشت (sig = 0.069، t = -1.929 و sig = 0.102، t = 1.718)؛ اما در اندام برتر، بین دو تکلیف آسان و دشوار تفاوت معناداری وجود داشت (sig = 0.049، t = -2.140). این نسبت برای تکلیف دشوار به آسان ۵۲/۳۵ دربرابر ۳۸/۷۰ بود؛ ولی در اندام غیربرتر تفاوتی وجود نداشت (sig = 0.086، t = 1.813).



شکل ۵- پهنای مؤثر هدف (We) اهداف، در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

یافته‌های مربوط به میانگین وقفهٔ زمانی بین ضربات (MT) نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه و نیز اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه معنادار نشد؛ بااین‌حال، تعامل دشواری تکلیف در اندام معنادار شد؛ ولی تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه ($F = 0.018$ ،$sig = 0.894$، $^{2} = 0.001$) معنادار نشد. آزمون‌های تی مستقل نشان دادند که در میانگین وقفهٔ زمانی (MT) در دست برتر، بین دو تکلیف آسان و دشوار تفاوت معناداری وجود نداشت ($t = 1.355$ ،$sig = 0.191$)؛ ولی در میانگین وقفه در دست غیربرتر، بین دو تکلیف آسان و دشوار تفاوت معناداری وجود داشت ($t = -3.371$ ،$sig = 0.001$). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که تکلیف آسان نسبت به تکلیف دشوار دارای میانگین وقفهٔ کمتری است (۰/۳۰۳ دربرابر ۰/۳۵۳ میلی-ثانیه).



شکل ۶- میانگین وقفهٔ زمانی (MT) در دو دشواری تکلیف، در دست برتر و غیربرتر افراد راست‌دست و چپ‌دست

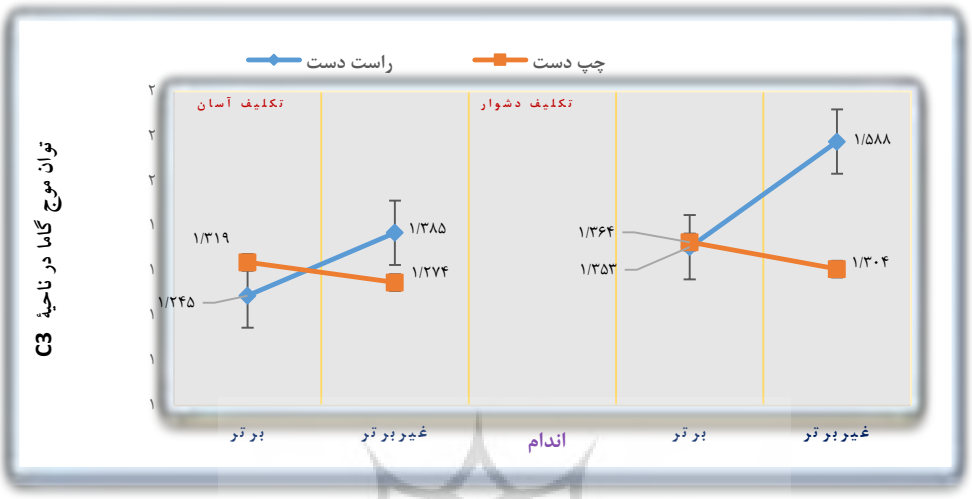
الف- یافته‌های مربوط به خروجی‌های EEG

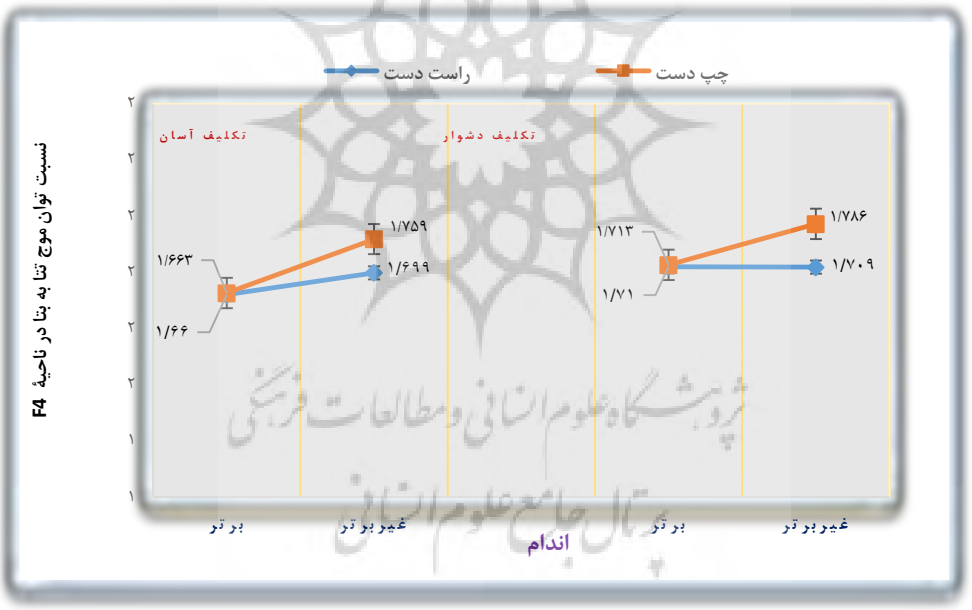
نتایج آزمون شاپیرو- ویلک نشان داد که توان امواج در نواحی C3، C4، F3 و F4 قشری در آزمون‌ها دارای توزیع طبیعی است. همچنین، نتایج آزمون لون برای بررسی برابری واریانس‌ها نشان داد با توجه به سطح معناداری به‌دست‌آمده که بیشتر از ۰/۰۵ بود، واریانس‌ها در تمامی آزمون‌ها برای توان همهٔ امواج در نواحی مختلف برابرند. برای ارزیابی تأثیر دست‌برتری و دشواری تکلیف در مبادلهٔ سرعت- دقت بر توان امواج آلفا، گاما و نسبت تتا به بتا در نواحی C3، C4، F3 و F4 قشری، از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری مرکب (۲ * ۲ * ۲) استفاده شد (تکلیف آسان و دشوار، دست برتر و غیربرتر، دو گروه راست‌دست و چپ‌دست).

یافته‌های مربوط به آزمون تحلیل واریانس مرکب با اندازه‌گیری‌های تکراری نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف و همچنین، اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل

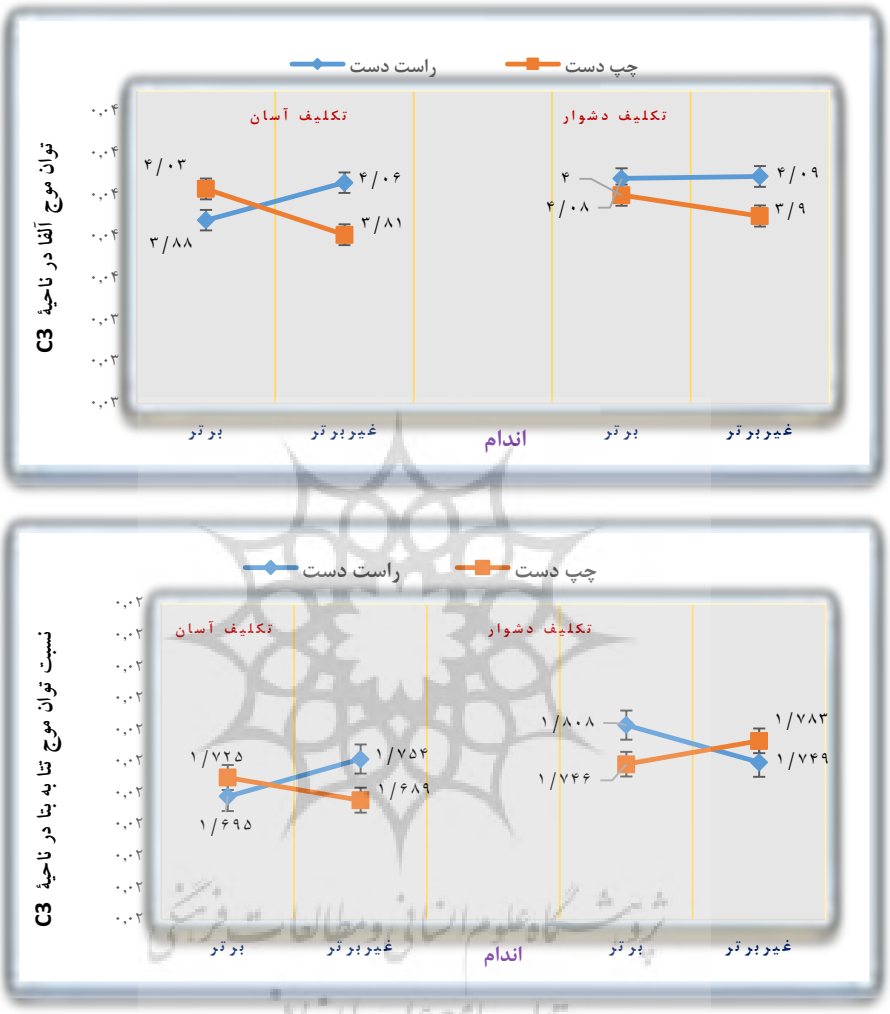
اندام در گروه معنادار نبود. اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه نیز معنادار نشد.

یافته‌های مربوط به موج گاما در ناحیهٔ C3 نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف معنادار بود؛ بدین‌معناکه در توان موج گاما در ناحیهٔ C3 بین دو تکلیف ساده و دشوار، صرف‌نظر از نوع اندام و راست‌دست و چپ‌دستی تفاوت وجود داشت. آزمون تی وابسته در توان موج گاما در ناحیهٔ C3 نشان داد که بین دو تکلیف آسان و دشوار در توان موج گاما در ناحیهٔ C3 تفاوت معناداری وجود داشت؛ به‌طوری‌که مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که در تکلیف دشوار بالاتر است (۱/۳۰۵ درمقابل ۱/۴۰۲). تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار نشد. همچنین، یافته‌ها نشان داد که اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) معنادار نبود؛ ولی تعامل اندام در گروه معنادار شد. نتایج آزمون‌های تی وابسته نشان داد که در گروه راست‌دست در توان موج گاما در ناحیهٔ C3 بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود داشت (sig = 0.031، F = 13.627)؛ به‌طوری‌که در اجرای تکلیف با دست غیربرتر بالاتر بود (۱/۴۸۶ درمقابل ۱/۲۹۹). در گروه چپ‌دست، در توان موج گاما در ناحیهٔ C3، بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود نداشت (۱/۲۸۹ درمقابل ۱/۳۴۱). این موضوع نشان می‌دهد که راست‌دست‌ها در انجام حرکت با دست غیربرتر نسبت به چپ‌دست‌ها بیشتر مشکل دارند. همچنین، نتایج آزمون‌های تی مستقل نشان داد که در اجرا با دست برتر، توان موج گاما در ناحیهٔ C3 در چپ‌دست‌ها بالاتر بود؛ ولی ازنظر آماری معنادار نبود (sig = 0.183، t = -0.335، F = 1.838). این نسبت در راست‌دست‌ها نسبت به چپ‌دست‌ها ۱/۲۹۹ به ۱/۳۴۱ است. به‌طور جالب توجهی، در اجرا با دست غیربرتر توان موج گاما در ناحیهٔ C3 در راست‌دست‌ها نسبت به چپ‌دست‌ها بالاتر بود (sig = 0.031، t = 1.304، F = 5.045). این نسبت در راست‌دست‌ها نسبت به چپ‌دست‌ها ۱/۴۸۶ به ۱/۲۸۹ بود که نشان می‌دهد در اجرا با دست غیربرتر راست‌دست‌ها با مشکلات بالاتری مواجه هستند. همچنین، یافته‌ها نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. یافته‌ها برای نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف، تعامل دشواری تکلیف در گروه، اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه نیز معنادار نشد. همچنین، نتایج نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. یافته‌های مربوط توان امواج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ C4 نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار نبود. همچنین، برای هر سه موج، اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه معنادار نشد. در توان امواج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ C4، اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه نیز معنادار نشد.

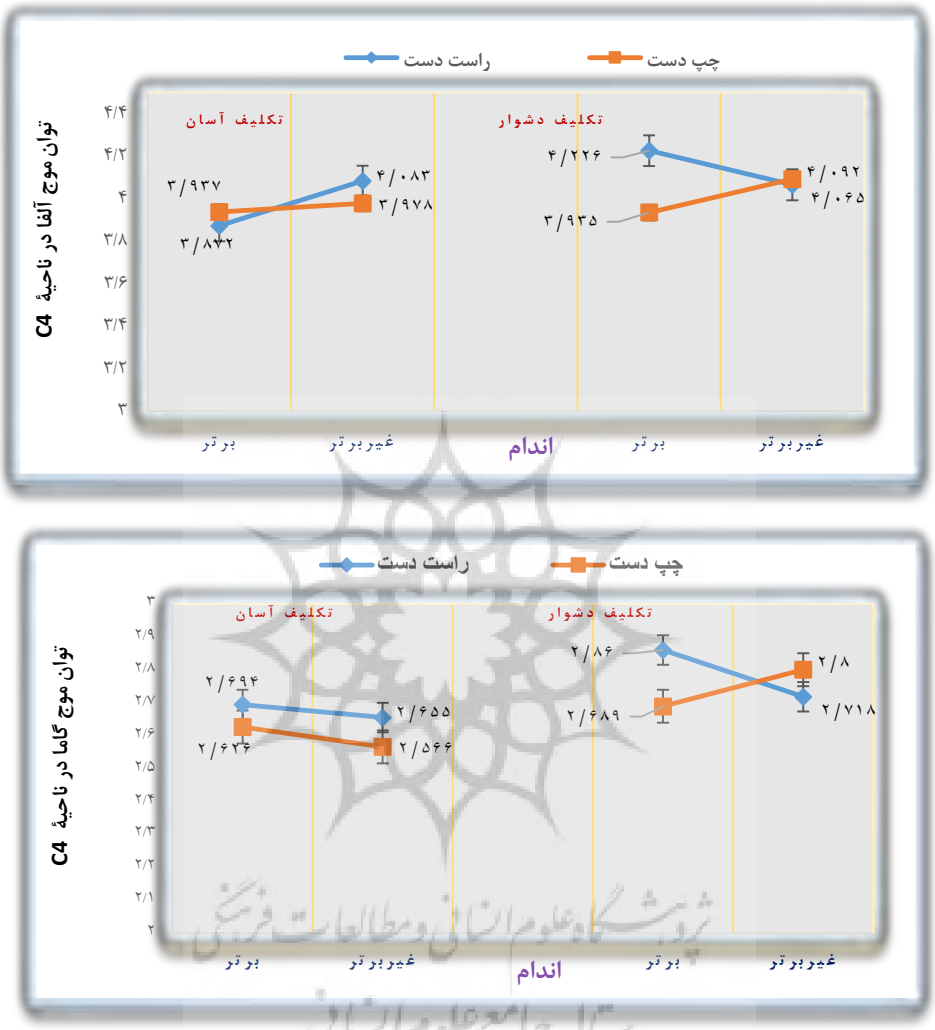




پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



شکل ۷- نمودار خطی تفاوت در نسبت توان موج آلفا، گاما و تتا به بتا در نواحی C3 و C4 در شرایط آسان و دشوار در دست برتر و غیربرتر در دو گروه راست‌دست و چپ‌دست

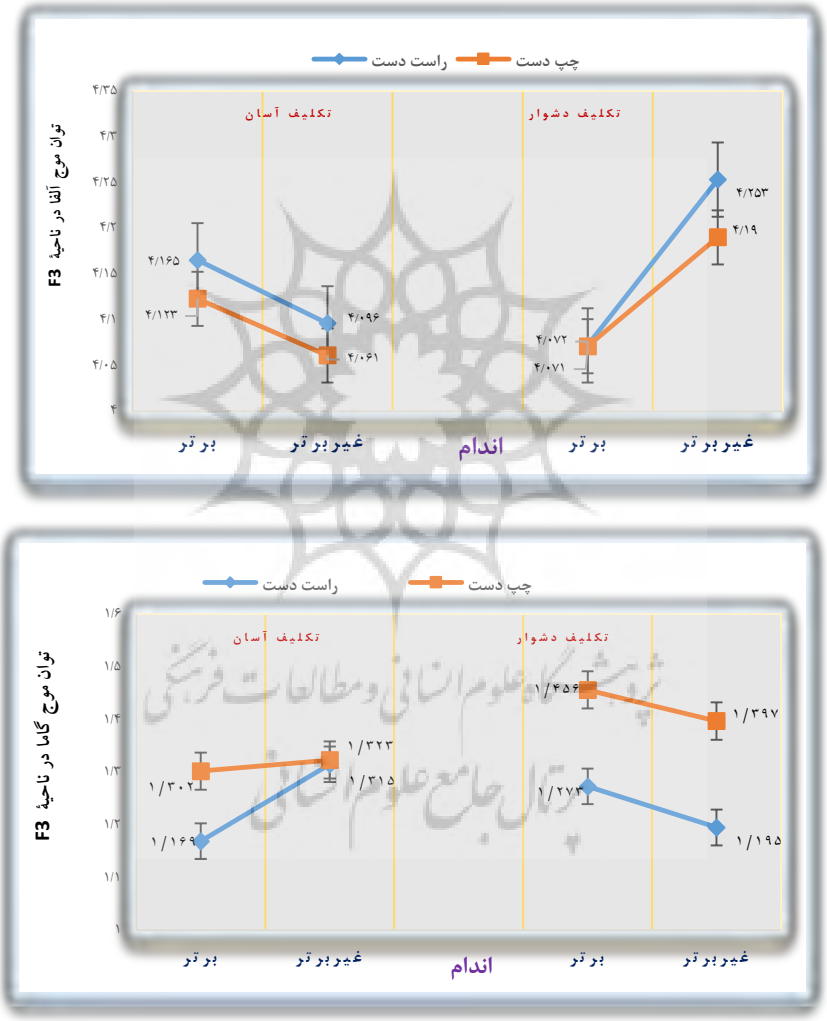
یافته‌های مربوط به توان امواج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ F3 نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار نشد. اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه نیز در امواج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) معنادار نشد. همچنین، اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد.

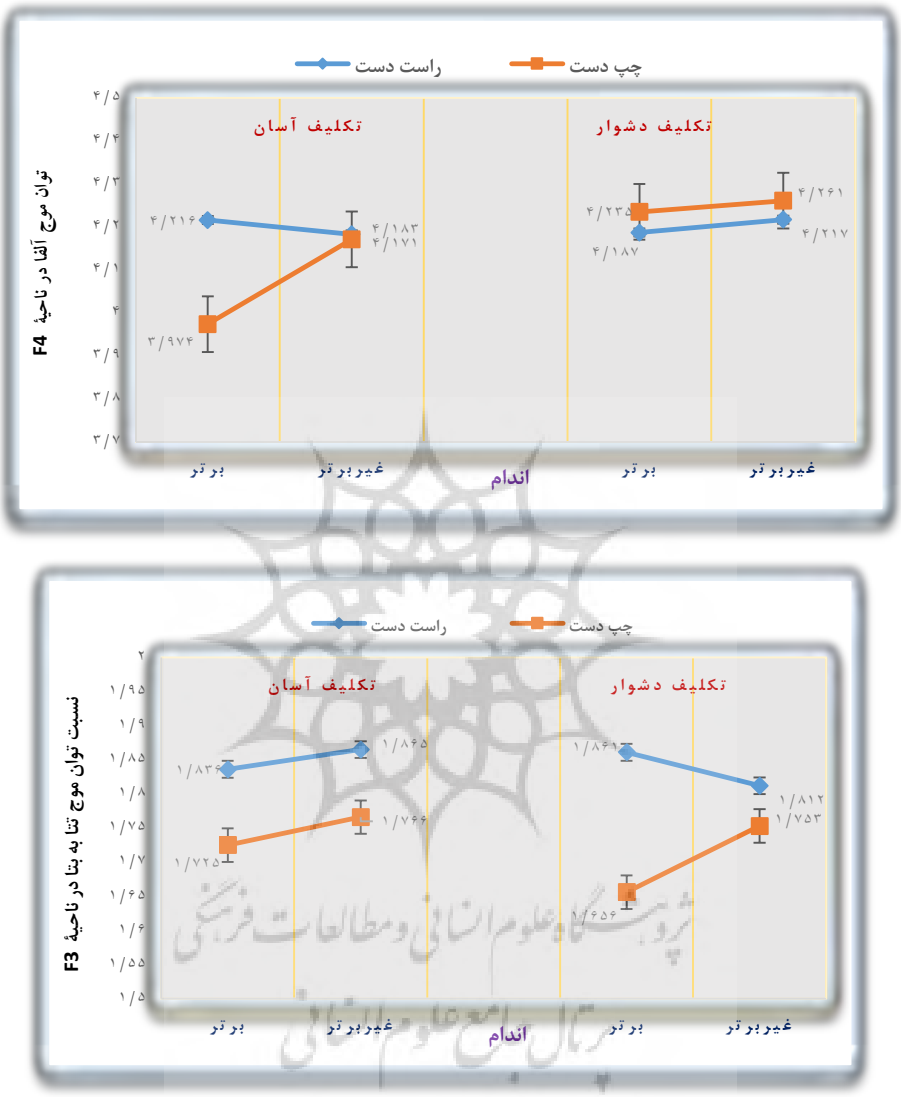
بااین‌وجود، یافته‌های مربوط به آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های تکراری مرکب نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف معنادار بود؛ بدین‌معناکه در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4، بین دو تکلیف ساده و دشوار صرف‌نظر از نوع اندام و راست‌دست و چپ‌دستی تفاوت وجود داشت. آزمون تی وابسته نشان داد که بین دو تکلیف آسان و دشوار در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4 تفاوت معناداری وجود نداشت (sig = 0.082، t = -1.787). علاوه‌براین، تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار شد؛ بدین‌معناکه بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4 تفاوت وجود داشت. آزمون‌های تی وابسته نشان دادند که در گروه راست‌دست در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4، بین تکلیف آسان و دشوار تفاوت وجود نداشت (sig = 0.972، t = -0.036)؛ اما در گروه چپ‌دست در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4، بین تکلیف آسان و دشوار تفاوت وجود داشت (sig = -2.595، t = -0.018)؛ به‌طوری‌که توان موج آلفا در ناحیهٔ F4 در تکلیف دشوار نسبت به آسان بالاتر بود (۴/۲۴۸ دربرابر ۴/۰۷۲). همچنین، آزمون‌های تی مستقل نشان دادند که هم در اجرای تکلیف آسان (sig = 0.289، t = 1.210، F = 1.156) و هم در اجرای تکلیف دشوار، توان موج آلفا در ناحیهٔ F4 بین دو گروه تفاوت نداشت (sig = 0.151، t = -0.467 F = 2.152). یافته‌های مربوط به توان موج آلفا در این ناحیهٔ مغزی نشان داد که اثر اصلی اندام (دست برتر غیربرتر) تعامل اندام در گروه و نیز اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نبودند.

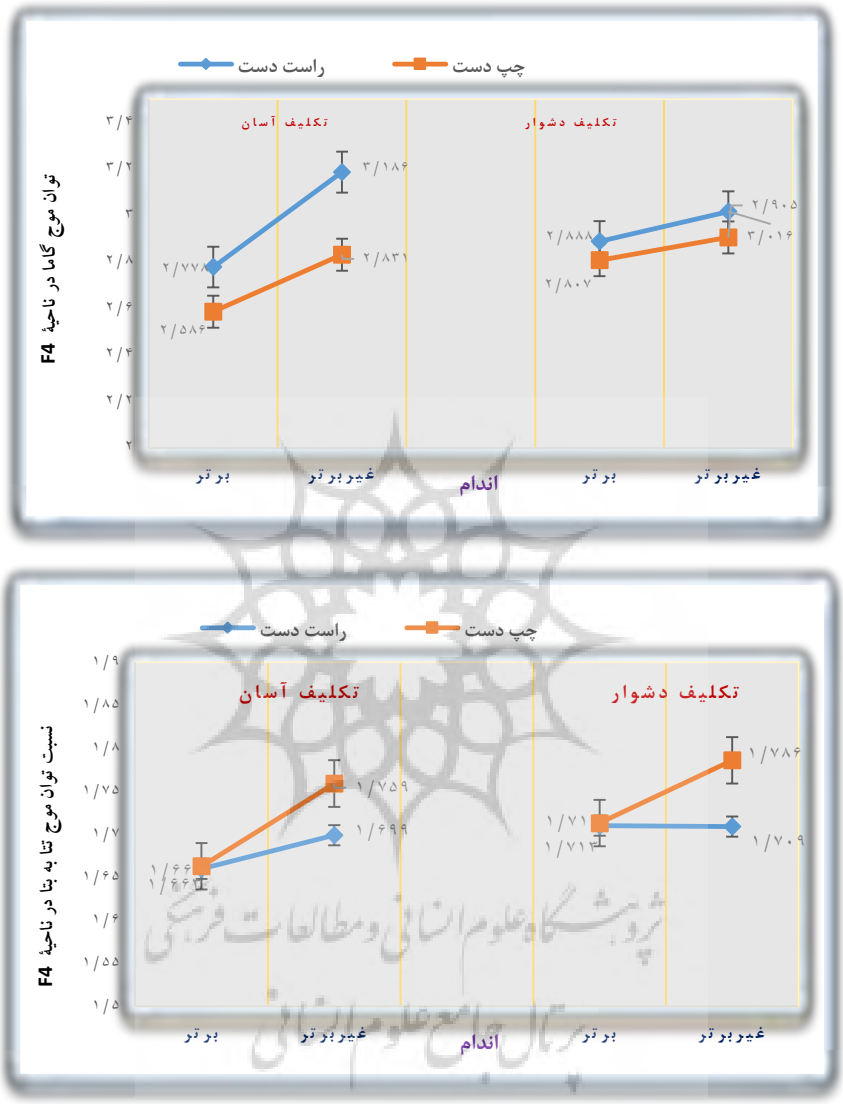
یافته‌های مربوط به توان موج گاما در ناحیهٔ F4 نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف و تعامل دشواری تکلیف در گروه معنادار نشد؛ ولی اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) (η^2 = 0.330، sig = 0.008، F = 8.854) معنادار شد. آزمون تی وابسته نشان داد که در شرایط اجرای حرکت با دست‌ها، بین دو دست برتر و غیربرتر در توان موج گاما در ناحیهٔ F4 تفاوت معناداری وجود داشت (sig = 0.001، t = -3.492). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که توان موج گاما درهنگام اجرا با دست غیربرتر بالاتر بود (۲/۹۸۴ درمقابل ۲/۷۶۴).

همچنین، اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام معنادار شد؛ بااین‌وجود، تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشد. آزمون‌های تی وابسته نشان دادند که در اندام برتر، در توان موج گاما در ناحیهٔ F4 بین تکلیف آسان و دشوار تفاوت وجود نداشت (sig = 0.091، t = -1.783). همچنین، در اندام غیربرتر، در توان موج گاما در ناحیهٔ F4 بین تکلیف آسان و دشوار تفاوت وجود نداشت (sig = 0.572، t = 0.571). آزمون‌های تی وابسته نشان دادند که در اجرای تکلیف آسان، توان موج گاما در ناحیهٔ F4 بین دو اندام برتر و غیربرتر تفاوت داشت (sig = 0.003، t = -3.373). مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که توان این موج در هنگام اجرا با دست غیربرتر بالاتر بود (۳/۰۰۸ دربرابر ۲/۶۸۲)؛ بااین‌وجود، در اجرای

تکلیف در شرایط دشوار، توان موج گاما در ناحیهٔ F4 بین دو اندام برتر و غیربرتر تفاوت نداشت (sig = 0.0151، t = -1.498). یافته‌های مربوط به نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) نشان داد که اثر اصلی دشواری تکلیف، تعامل دشواری تکلیف در گروه، اثر اصلی اندام (دست برتر- غیربرتر) و تعامل اندام در گروه نیز معنادار نشدند. همچنین، اثر اصلی دشواری تکلیف در اندام و تعامل دشواری تکلیف در اندام در گروه معنادار نشدند.




راست دست
چپ دست
تکلیف آسان
تکلیف دشوار
توان موج آلفا در ناحیهٔ F4
۴/۵
۴/۴
۴/۳
۴/۲
۴/۱
۴
۳/۹
۳/۸
۳/۷
۴/۲۱۶
۴/۱۸۳
۴/۱۷۱
۳/۹۷۴
۴/۲۳۵
۴/۱۸۷
۴/۲۶۱
۴/۲۱۷
برتر
غیربرتر
اندام
برتر
غیربرتر
راست دست
چپ دست
تکلیف آسان
تکلیف دشوار
نسبت توان موج تتا به بتا در ناحیهٔ F3
۲
۱/۹۵
۱/۹
۱/۸۵
۱/۸
۱/۷۵
۱/۷
۱/۶۵
۱/۶
۱/۵۵
۱/۵
۱/۸۳۶
۱/۸۶۵
۱/۷۲۵
۱/۷۴۶
۱/۸۶۹
۱/۶۵۶
۱/۸۱۲
۱/۷۵۳
برتر
غیربرتر
اندام
برتر
غیربرتر



شکل ۸- نمودار خطی تفاوت در نسبت توان امواج آلفا، گاما و نسبت تتا به بتا در نواحی F3 و F4 در شرایط آسان و دشوار در دست برتر و غیربرتر در دو گروه راست‌دست و چپ‌دست

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که در اجرای تکالیف مبادلهٔ سرعت- دقت، تعداد ضربات درست به هدف در اجرا با دست برتر در تکلیف آسان نسبت به دشوار بیشتر است. همچنین، بین تعداد ضربات خطای به هدف، در دو نوع تکلیف آسان و دشوار و نیز در دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود داشت. این نتایج با نتایج بسیاری از پژوهش‌های پیشین هم‌راستا بود (۴۳، ۴۲، ۱۳). در هر دو اندام برتر و غیربرتر، تعداد ضربات خطا در تکالیف دشوار نسبت به آسان بیشتر بود. همچنین، در اندام غیربرتر نسبت به برتر تعداد این خطاها بیشتر بود. دراین‌راستا، آسای[1]و همکاران (۴۳) بیان کرده‌اند که دو دست تفاوت‌های خاصی برای کنترل حرکت در وضعیت‌های مختلف دارند؛ به‌طوری‌که در تکالیف نیازمند سرعت و دقت، دست راست (برتر) سریع‌تر و دست چپ دقیق‌تر عمل می‌کند. دست راست توسط نیمکرهٔ چپ که در فعالیت‌های زمانی (پردازش سریع‌تر) درگیر است، کنترل می‌شود و کنترل دست چپ توسط نیمکرهٔ راست که در فعالیت‌های فضایی (تولید خطای کمتر) درگیر است، صورت می‌گیرد.

لاتاش[2](۴۴) عملکرد حرکتی در هر دست را متفاوت از دیگری می‌داند. ازنظر او، در زندگی روزمره دست برتر دارای چالاکی و دقت بالاتر و دست غیربرتر دارای ثبات بیشتری است؛ بااین‌وجود، نتایج پژوهش حاضر با نظر استوکل[3]و ویگلت[4](۴۵) هم‌خوان نبود. آن‌ها نشان دادند که تکالیف دقت فضایی که با دست غیربرتر تمرین شوند، بهتر یادگرفته می‌شوند؛ درحالی‌که تمرین با دست برتر برای تکالیفی با تولید حداکثر نیرو کارآمدترند. همچنین، دست برتر در کسب مسیرهای مستقیم در میدان نیروی جدید بهتر عمل می‌کند و دست غیربرتر در توقف روی هدف، دقیق‌تر است. همچنین، رابرت ریسبرگ فرضیه‌ای (فرضیهٔ برتری پویا) پیشنهاد کرد که دست برتر درمورد پویایی حرکت به‌ویژه درطول اعمال سریع آماده‌تر است؛ درحالی‌که دست غیربرتر برای کسب وضعیت موازنهٔ موردنیاز مناسب‌تر است (۴۴).

نتایج درمورد پهنای مؤثر هدف (We) نشان داد که بین دو تکلیف ساده و دشوار تفاوت وجود نداشت. بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست نیز تفاوت وجود نداشت. همچنین، در پهنای مؤثر هدف (We)، صرف‌نظر از دشواری تکلیف و دست‌برتری، بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود نداشت و تنها در تکلیف آسان، پهنای موثر هدف اندکی در دست غیربرتر بیشتر از دست برتر بود که معنادار نشد. این نتایج جالب‌توجه است و نشان می‌دهد که پراکندگی فضایی ضربات حتی در دو اندام برتر و غیربرتر تفاوت نداشته است؛ درحالی‌که تفاوت در الگوهای زمانی درقالب میانگین وقفهٔ زمانی (MT) واضح‌تر

1. Asai
2. Latash
3. Stockel
4. Weigelt

و بیشتر بود. در MT، بین دو تکلیف ساده و دشوار صرف‌نظر از نوع اندام و دست‌برتری تفاوت وجود نداشت؛ ولی بین دست برتر و غیربرتر دو گروه راست‌دست و چپ‌دست تفاوت وجود داشت؛ به‌طوری‌که MT در دست غیربرتر، در تکلیف آسان نسبت به تکلیف دشوار کمتر بود. این نتایج نشان می‌دهد که در دست غیربرتر، الگوی زمانی و سرعت حرکت به‌شدت تحت‌تأثیر قرار می‌گیرند. همچنین، مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که تکلیف آسان نسبت به تکلیف دشوار دارای MT کمتری است. دانیون[1] و همکاران (۱۱) در پژوهشی دریافتند که تغییرپذیری فضایی با مدت زمان حرکت کاهش می‌یابد؛ درحالی‌که تغییرپذیری زمانی با مدت زمان حرکت افزایش می‌یابد و همبستگی قوی منفی‌ای بین تغییرات فضایی و زمانی پس از تغییرات درطول حرکت مشاهده می‌شود. هسیه[2] و همکاران (۴۶) نیز بیان کرده‌اند که ازلحاظ نظری، مبنای قانون فضا- زمان این است که خطاهای فضایی همیشه باید نسبت به زمان، اندازه‌گیری شوند و برعکس. با استناد به این قانون، دشوارشدن حرکت باعث برهم‌خوردن روابط فضایی- زمانی می‌شود و برای کاهش خطای حرکت بر زمان آن افزوده می‌شود. اشمیت و لی[3](۵) نیز اشاره کرده‌اند که برای هر حرکت آهسته‌تر کاهش در دقت زمانی وجود دارد و کنترل حرکت را درهم می‌شکند.

به‌نظر می‌رسد که شرکت‌کنندگان در تکالیف دشوار سرعت را فدای دقت کرده‌اند. این اتفاق در دست غیربرتر بیشتر روی داده است؛ به‌طوری‌که کمترین سرعت در اجرای تکلیف دشوار با دست غیربرتر مشاهده می‌شود. پژوهش‌های مختلف تفاوت برتری یک عضو را در اجرای حرکت به‌اثبات رسانده‌اند. وودورث[4] نشان داد که دست چپ دقت کمتری نسبت به دست راست (دست برتر) دارد (۵). همچنین میکویچین[5] و همکاران (۴۳) نشان دادند که حرکات هدف‌گیری یک‌دستی با دقت بیشتری در دست چپ نسبت به دست راست کنترل می‌شوند. آن‌ها هیچ اطلاعاتی دربارهٔ تفاوت تغییرات درون‌فردی، زمان حرکت، سرعت و دقت حرکت درطول تکالیف سریع و دقیق بین دست چپ و راست درحین تکالیف دودستی یافت نکردند. گاتنیک[6] و همکاران (۴۷) نیز بیان کردند که الگوی پایدار دست راست و دست چپ برای کنترل حرکت و به‌کارگیری راهبرد کنترل حرکت متفاوت است. دست برتر، حرکات را با حلقهٔ بسته کنترل می‌کند (کنترل ازطریق بازخورد بینایی) و دست غیربرتر حرکات را ازطریق حلقهٔ باز کنترل می‌کند (کنترل پیش‌خوراندی) (۴۷). دست چپ به زمان بیشتری برای محاسبهٔ دقیق‌تر برنامه‌ریزی حرکت نیاز دارد و دست چپ بدون حضور بینایی، حرکت را بهتر از دست راست

1. Danion
2. Hsieh
3. Schmidt & Lee
4. Wood Worth
5. Mickevi ine
6. Gutnik

کنترل می‌کند. دست راست زمان کمتری برای برنامه‌ریزی حرکت نیاز دارد؛ اما به‌ازای دقت کمتر (۴۲). شاید تسلط سمت چپ بدن بر کنترل نویزهای وابسته به سیگنال کمتر باشد که برای جبران این موضوع، مبادلهٔ هزینه- سود را محتاطانه درجهت افزایش دقت به قیمت ازدست‌رفتن سرعت تغییر می‌دهد. این مورد می‌تواند راهبردی تطابقی برای دست غیربرتر باشد.

یافته‌های حاصل از علوم عصب‌شناختی نشان می‌دهد که با توجه به جانب‌برتری نیمکره‌ها و کنترل تکلیف، دو نیمکرهٔ مغز مسئول پردازش مؤلفه‌های مختلف به‌صورت اختصاصی هستند. نیمکرهٔ چپ، در درجهٔ اول مسئول کنترل زمانی و دائمی الگوهای حرکت (مانند کنترل حرکات پرتابی) و تنظیم دینامیک حرکت (یعنی کنترل نیرو) است؛ بااین‌حال، جنبه‌های فضایی بصری حرکت و هماهنگی عمل (مانند کنترل موقعیت هدف) در نیمکرهٔ راست پردازش می‌شوند. این مطلب، بیشتر درراستای فرضیهٔ برتری پویای کنترل حرکتی است (۴۸). در این فرضیه بیان می‌شود که حرکات ارادی به‌وسیلهٔ دو نیمکرهٔ مغز- سیستم اندام که ویژگی‌های مختلف تکلیف را پایدار می‌کنند، به‌صورت اختصاصی کنترل می‌شوند (۵۰، ۴۹). دراین‌راستا، تخصص سیستم دست راست- نیمکرهٔ چپ در کنترل پویایی مسیر شرح داده شده است؛ درحالی‌که سیستم دست چپ- نیمکرهٔ راست موقعیت نهایی حرکت را کنترل می‌کند (۵۲، ۵۱). به‌نظر می‌رسد که در ابتدای تمرین، سیستم دست راست- نیمکرهٔ چپ باعث بهترشدن مهارت‌های حرکتی‌ای می‌شود که به تولید نیرو نیاز دارند و این‌گونه پویایی حرکت را کنترل می‌کند. ازسوی‌دیگر، سیستم دست چپ- نیمکرهٔ راست سبب اکتساب بهتر مهارت‌هایی می‌شود که به هماهنگی بصری- فضایی و دقت زیاد نیاز دارند که علت آن پدیدارشدن بهتر یک حرکت در نیمکره‌ای خاص است (۴۵).

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که دست‌برتری و دشواری در اجرای تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت بر توان موج آلفا در ناحیهٔ C3 قشری تأثیر ندارد. بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست در توان این موج در ناحیهٔ C3 تفاوت وجود نداشت؛ ولی در توان موج گاما بین دو تکلیف آسان و دشوار تفاوت معناداری وجود داشت؛ به‌طوری‌که مقایسهٔ میانگین‌ها نشان داد که در تکلیف دشوار توان موج گاما بالاتر است. در توان موج گاما در این ناحیه، بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود داشت، به‌طوری‌که در راست-دست‌ها در اجرای تکلیف با دست غیربرتر بالاتر است؛ ولی در چپ‌دست‌ها تفاوتی نبود. با توجه به اینکه در تکلیف دشوار در راست‌دست‌ها توان این موج بالاتر بود، می‌توان گفت که راست‌دست‌ها در انجام حرکت با دست غیربرتر نسبت به چپ‌دست‌ها بیشتر دچار مشکل هستند. در نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ C3، در تکالیف آسان و دشوار و درهنگام اجرا با دستِ برتر و غیربرتر، تفاوتی وجود نداشت. همچنین، بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست در هیچ‌کدام از شرایط اجرا تفاوتی وجود نداشت. با توجه به اینکه موج گاما مرتبط با یکپارچگی حسی- حرکتی است، آشکار است که

نیازمندی به درگیری سیستم عصبی و به‌طور ویژه ناحیهٔ حرکتی نیمکرهٔ چپ (C3) در راست‌دست‌ها، در انجام حرکت با دست غیربرتر نسبت به چپ‌دست‌ها در همین شرایط بیشتر است. شاید مشکلات بیشتر راست‌دست‌ها در اجرای تکلیف با دست غیربرتر به استفادهٔ کمتر آن‌ها از این اندام برمی‌گردد. این مشکل در چپ‌دست‌ها مشاهده نشد. شاید این امر به‌دلیل استفادهٔ بیشتر چپ‌دست‌ها از دست غیربرتر (راست) آن‌ها با توجه به فرهنگ عمومی و ساختار ابزارهای موجود در جامعه باشد؛ زیرا، اکثر ابزارها و تکالیف برای افراد راست‌دست طراحی شده‌اند که آن‌ها را وادار به استفاده از دست راست می‌کند. به‌طورکلی، هم با توجه به نتایج خروجی‌های دستگاه مبادلهٔ سرعت- دقت و هم داده‌های مغزی، به‌نظر می‌رسد که راست‌دست‌ها به‌شدت راست‌دست هستند؛ درحالی‌که چپ‌دست‌ها بیشتر افرادی دودست هستند. در پژوهش ون‌وین و همکاران (۱) مشاهده شد که تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت هم فعالیت خط پایهٔ پایدار و هم فعال‌سازی مربوط به پاسخ ناپایدار در IPL چپ را تنظیم می‌کند. نتایج پژوهش آن‌ها، این دیدگاه را که قشر آهیانه‌ای با تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت در ارتباط است، تأیید می‌کند. جانب‌گیری سمت چپ مغز از ناحیهٔ آهیانه‌ای که در پژوهش آن‌ها درگیر بود، هماهنگی بیشتری را با نقش قشر آهیانه‌ای چپ در «توجه» معطوف به حرکت، آشکار می‌کند (۱). این موضوع با درگیری ناحیهٔ حرکتی چپ (C3) نسبت به ناحیهٔ حرکتی راست (C4) در پژوهش حاضر، کاملاً هم‌خوانی دارد.

در توان موج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ C4، بین دو تکلیف ساده و دشوار صرف‌نظر از نوع اندام و راست‌دست و چپ‌دستی تفاوت وجود نداشت. همچنین، در توان این ریتم‌ها بین اجرا در شرایط تکلیفی ساده و دشوار تفاوت وجود نداشت. بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست در هیچ‌کدام از شرایط اجرا تفاوتی مشاهده نشد. در توان موج آلفا، گاما و نسبت توان موج تتا به بتا (T.B) در ناحیهٔ F3، صرف‌نظر از دشواری تکلیف و راست‌دست و چپ‌دستی، بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود نداشت. همچنین بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست، تفاوت وجود نداشت. بین اجرای حرکت با دست برتر و غیربرتر و نیز بین اجرا در شرایط تکلیفی ساده و دشوار تفاوتی وجود نداشت؛ اما در اجرای تکلیف، بین دو گروه راست‌دست و چپ‌دست در توان موج آلفا در ناحیهٔ F4 (فورنتال راست) تفاوت مشاهده شد؛ به‌طوری‌که در گروه چپ‌دست، توان موج این موج آلفا در تکلیف دشوار نسبت به آسان بالاتر بود. در توان موج گاما در ناحیهٔ F4، بین دو تکلیف ساده و دشوار، صرف‌نظر از نوع اندام و راست‌دست و چپ‌دستی تفاوت وجود داشت. همچنین، در توان این امواج در این ناحیه، بین دست برتر و غیربرتر تفاوت وجود داشت؛ به‌طوری‌که توان موج گاما درهنگام اجرا با دست غیربرتر بالاتر بود. در اجرای تکلیف آسان این تفاوت بیشتر بود. با توجه به تغییرات شدید در این ناحیه، به‌نظر می‌رسد که ناحیهٔ فورنتال و به‌ویژه فورنتال یا پیشانی راست در تنظیمات فضایی و زمانی اجرای تکلیف

مبادلهٔ سرعت- دقت نقش مهمی ایفا می‌کند. بسیاری بر این عقیده هستند که ملزومات زمینه یا تکلیف در مبادلهٔ سرعت- دقت به‌وسیلهٔ قشر پیش‌پیشانی خلفی- جانبی (DLPFC) فراهم می‌شود (۵۳). به‌نظر می‌رسد که این ناحیه به‌شدت در فرایندهای مربوط به «توجه» دخیل باشد؛ بدین‌صورت‌که فعال‌سازی بازنمایی‌های مربوط به تکلیف در قسمت‌های مغزی عقبی را افزایش می‌دهد (۵۴)؛ بنابراین، فرضیهٔ ون‌وین و همکاران (۲۰۰۸) این بود که قشر پیش‌پیشانی خلفی- جانبی (DLPFC) مکانیزم‌های انباشت را که زمینه و اساس تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت هستند، تنظیم می‌کند. ون‌وین و همکاران (۱) دلایلی را به‌دست آوردند که نشان می‌دهند وقتی بر سرعت تأکید می‌شود، فعالیت خط پایه در شبکه‌ای از نواحی مربوط به تصمیم‌گیری و اجرا و آماده‌سازی پاسخ افزایش می‌یابد. وقتی‌که بر دقت تأکید شده باشد، این خط پایهٔ پایدار با شدت کمتری فعال می‌شود. به عقیدهٔ آن‌ها، هنگام تأکید بر سرعت، فعال‌سازی کمتری برای رسیدن به آستانهٔ پاسخ موردنیاز است. برطبق این نکته، به‌نظر می‌رسد که تأکید بر دقت، فعال‌سازی سطح بالاتری را فراخوانی می‌کند. جالب توجه است که علاوه‌بر نواحی پیش‌حرکتیِ لوب پیشانی، لوب آهیانه‌ای زیرین (IPL) چپ نیز به‌وسیلهٔ دستکاری‌های ون‌وین و همکاران (۱) در تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت تحت‌تأثیر قرار گفت. دیدگاه غالب این است که نواحی آهیانه نمایندهٔ مسیردهی به محرک- پاسخ باشند (۵۵). ناحیه‌ای که با دستکاری ون‌وین و همکاران (۱) در تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت درگیر شده است، ممکن است به ناحیهٔ درون- آهیانه‌ای جانبی (LIP) در نخستی‌های غیرانسان مربوط باشد. داده‌های زیادی هستند که نشان می‌دهند LIP در جمع‌آوری شواهد برای یک تصمیم حسی- حرکتی دخالت دارد (۵۶). افزایش فعالیت در نواحی مغزی با افزایش دشواری تکلیف به‌ویژه در دست غیربرتر افراد راست‌دست، با مطالعات تصویربرداری عصبی که نشان دادند SAT در پاسخ‌های پایه‌ای سطح بالاتر که با کاهش محدودهٔ تصمیم‌گیری همراه است (دشواری بالاتر تکلیف)، با تغییرات و افزایش سطح فعالیت‌های عصبی در نواحی مرتبط با تصمیم‌ها همراه است (۲۷-۲۹، ۱)، هم‌خوانی دارد.

به‌نظر می‌رسد در تکالیفی که به‌طور هم‌زمان نیازمند دقت و سرعت هستند، هم خطای فضایی و هم خطای زمانی تحت‌تأثیر دشواری تکلیف قرار می‌گیرند. همچنین، خطای زمانی (میانگین وقفه) بیشتر تحت‌تأثیر دشواری تکلیف است تا دست‌برتری و اندام. نکتهٔ مهم دیگر این است که در اجرای تکالیف سرعت- دقت، افراد راست‌دست هنگام اجرا با دست غیربرتر بیشتر دچار مشکل هستند و فعالیت مغزی بیشتری را به‌ویژه در نواحی حرکتی نیمکرهٔ چپ فراخوانی می‌کنند. همچنین، به‌نظر می‌رسد که در اجرای تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت فیتز، نواحی حرکتی نیمکرهٔ چپ و فرونتال نیمکرهٔ راست مهم‌تر از سایر نواحی هستند.

تشکر و قدردانی

از مسئولین مدرسه قیصر امین‌پور شوشتر و شرکت‌کنندگان در پژوهش حاضر و همچنین متخصص ثبت و پالایش داده‌های EEG، نهایت سپاسگزاری را داریم.

منابع

1. Van Veen V, Krug MK, Carter CS. The neural and computational basis of controlled speed-accuracy tradeoff during task performance. *J. Cogn. Neurosci*. 2008;20(11): 1952-65.
2. Rozand V, Lebon F, Papaxanthis C, Lepers R. Effect of mental fatigue on speed˚ accuracy trade-off. Neuroscience. 2015; 297:219-30.
3. Schmidt RA, Wrisberg CA. Motor learning and performance: A situation-based learning approach. Human Kinetics. 4th ed. 2008. PP: 57-62.
4. Fitts, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. J Exp Psychol. 1954; 47:381˚91.
5. Schmidt R A, Lee TD. Motor control and learning. 4th ed. Canada: Human Kinetics; 2005. PP. 145-9.
6. Lunardini F, Bertucco M, Casellato C, Bhanpuri N, Pedrocchi A, Sanger TD. Speed-accuracy trade-off in a trajectory-constrained self-feeding task: A quantitative index of unsuppressed motor noise in children with dystonia. J Child Neurol. 2015;30(12):1676˚85.
7. Bhushan N, Shadmehr R. Computational nature of human adaptive control during learning of reaching movements in force fields. Biol Cybern. 1999; 81:39˚60.
8. Meyer DE, Abrams RA, Kornblum S, Wright CE, and Smith J.K. Optimality in human motor performance: Ideal control of rapid aimed movements. Psychol Rev. 1988; 95:340.
9. Smits-Engelsman BC, Rameckers EA, Duysens J. Children with congenital spastic hemiplegia obey Fitts Law in a visually guided tapping task. Exp Brain Res. 2007;177(4):431˚9.
10. Plamondon R, Alimi AM. Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *Behav. Brain Sci*. 1997;20(02):279-303.
11. Danion F, Bongers RM, Bootsma RJ. The trade-off between spatial and temporal variabilities in reciprocal upper-limb aiming movements of different durations. PloS one. 2014;9(5): 97447.
12. Moghadam A, Nabavi NM, Rezaeian F. Comparation of the effect of ipsilateral and contralateral eye-hand dominant on the accuracy of the free throwing of basketball players. Quart J. Spo Scienc. 2002;2(8):35-44.
13. Grouios G. Right hand advantage in visually guided reaching and aiming movements: brief review and comments. Ergonomics. 2206;49(10):1013-7.
14. Bagi J, Kudachi P, Goudar S. Influence of motor task on handedness. AAJMBG. 2011;4(1),87-91.

15. Rodrigues PC, Vasconcelos OB, João B, Barbosa, R. Manual asymmetry in a complex coincidence-anticipation task: Handedness and gender effects'. *J Latera*. 2008;14(4): 395-412.
16. Shadmehr R, Orban de Xivry J.-J., Xu-Wilson M, Shih T.-Y. Temporal discounting of reward and the cost of time in motor control. J Neurosci. 2010; 30:10507˚16.
17. Rigoux L, Guigon E. A model of reward and effort-based optimal decision making and motor control. PLoS Comput. 2012;8: 1002716.
18. Young WB, Bilby GE. The effect of voluntary effort to influence speed. J Strength Condition Res. 1993; 7:172˚8.
19. Green L, Myerson J. A discounting framework for choice with delayed and probabilistic rewards. Psychol Bull. 2004; 30:769-92.
20. Peternel L, Sigaud O, Babi J. Unifying speed-accuracy trade-off and cost-benefit trade-off in human reaching movements. *Front Hum Neurosci.* 2017 Dec 19;11:615.
21. Harris CM, Wolpert DM. Signal-dependent noise determines motor planning. Nature. 1998; 394:780˚4.
22. Heitz RP, Schall JD. Neural mechanisms of speed-accuracy trade off. Neuron. 2012; 76:616˚28.
23. Wong K.-F., Huk AC, Shadlen MN, Wang X.-J. Neural circuit dynamics underlying accumulation of time-varying evidence during perceptual decision making. Front Comput. Neurosci. 2007; 1:6; 71-81.
24. Ratcliff R, Cherian A, Segraves M. A comparison of macaque behavior and superior colliculus neuronal activity to predictions from models of two-choice decisions. J Neurophysiol. 2003;90,1392˚407.
25. Ratcliff R, Hasegawa YT, Hasegawa RP, Smith PL, Segraves MA. Dual diffusion model for single-cell recording data from the superior colliculus in a brightness-discrimination task. J Neurophysiol. 2007; 97:1756˚74.
26. Ding L, Gold JI. Caudate encodes multiple computations for perceptual decisions. J Neurosci. 2010; 30:15747˚59.
27. Forstmann BU, Dutilh G, Brown S, Neumann J, von Cramon DY, Ridderinkhof KR, Wagenmakers EJ. Striatum and pre-SMA facilitate decision-making under time pressure. Proc Natl Acad Sci U S A. 2008 Nov 11;105(45):17538-42.
28. Forstmann BU, Anwander A, Schäfer A, Neumann J, Brown S, Wagenmakers E-J, Bogacz R, Turner R. Cortico-striatal connections predict control over speed and accuracy in perceptual decision making. Proc Natl Acad Sci U S A. 2010 Sep 7;107(36):15916-20.
29. Wenzlaff H, Bauer M, Maess B, Heekeren HR. Neural characterization of the speed-accuracy tradeoff in a perceptual decision-making task. JNeurosci. 2011; 31:1254˚66.
30. Oldfield RC (1971) The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. Neuropsychologia 9: 97-113.
31. Gazzaniga M, Ivry RB, Mangun GR. Cognitive neuroscience: The biology of the mind. New York: W. W. Norton & Company; 2013.
32. Leiser SC, Dunlop J, Bowlby MR, Devilbiss DM. Aligning strate-gies for using EEG as a surrogate biomarker: A review of preclinical andclinical research. Biochem Pharmacol; 2011:81:1408˚21.

33. Polich J. Updating P300: An integrative theory of P3a and P3b. Clin Neuro-physiol. 2007; 118:2128˚48.
34. Pfurtscheller G. Functional brain imaging based on ERD/ERS. Vision Res. 2001; 41:1257˚60.
35. Stancák Jr. A, Pfurtscheller G. The effects of handedness and type of movement on the contralateral preponderance of rhythm desynchronisation. Electroencephalogr. Clin Neurophysiol. 1996; 99:174˚82.
36. Rizzolatti G, Fogassi L, Gallese V. Neurophysiological mechanisms under-lying the understanding and imitation of action. Nat Rev Neurosci. 2001; 2:661˚70.
37. Pollok B, Gross J, Müller K, Aschersleben G, Schnitzler A. The cerebral oscillatory network associated with auditorily paced finger movements. Neu-roimage. 2005; 24:646˚55.
38. Serrien D, Brown P. The functional role of interhemispheric synchroniza-tion in the control of bimanual timing tasks. Exp Brain Res. 2002:147:268˚72.
39. Salenius S, Salmelin R, Neuper C, Pfurtscheller G, Hari R. Human cortical40 Hz rhythm is closely related to emg rhythmicity. Neurosci Lett. 1996; 213:75˚8.
40. Sanes JN, Donoghue JP. Oscillations in local field potentials of the pri-mate motor cortex during voluntary movement. Proc Natl Acad Sci. 1993; 90:4470˚4.
41. Senkowski D, Schneider TR, Foxe JJ, Engel AK. Crossmodal bindingthrough neural coherence: Implications for multisensory processing. Trends Neurosci. 2008; 31: 401˚9.
42. Asai T, Sugimori E, Tanno Y. Two agents in the brain: Motor control of unimanual and bimanual reaching movements. PloS one;2010;5(4): 10086.
43. Mickevi in D, Motiej nait K, Karanauskien D, Skurvydas A, Vizbarait D, Krutulyt G, Rimdeikien I. Gender-dependent bimanual task performance. Medicina (Kaunas, Lithuania). 2010;47(9):497-503.
44. Latash ML. Neurophysiological basis of movement. 2nd ed. Hum Kinet. 2008; 111-5.
45. Stöckel T, Weigelt M. Brain lateralisation and motor learning: Selective effects of dominant and non-dominant hand practice on the early acquisition of throwing skills. JLater. 2012;17(1):18-37.
46. Hsieh TY, Liu YT, Mayer-Kress G, Newell KM. The movement speed-accuracy relation in space-time. Hum mov scien. 2013;32(1):257-69.
47. Gutnik B, Skurvydas A, Zuoza A, Zuoziene I, Mickevi in D, Alekrinskis, BA, et al. Influence of spatial accuracy constraints on reaction time and maximum speed of performance of unilateral movements. Percept. Mot. Ski. 2015;120(2):519-33.
48. Sainburg RL, Eckhardt RB. Optimization through lateralisation: The evolution of handedness. Behav. Brain Res. 2005; 28:611-2.
49. Sainburg RL, Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and non-dominant arm reaching. J. Neurophysiol. 2000; 83:2661-75.
50. Wang J, Sainburg RL. The dominant and non-dominant arms are specialised for stabilising different features of task performance. Exp. Brain Res. 2007; 178:565-70.
51. Sainburg, RL, Wang J. Interlimb transfer of visuomotor rotations: Independence of direct and final end position information. Exp. Brain Res. 2002; 145:437-47.
52. Wang J, Sainburg RL. Interlimb transfer of novel inertial dynamics is asymmetrical. J. Neurophysiol. 2004;92: 2149-54.

53. Miller EK, Cohen JD. An integrative theory of prefrontal cortex function. Annu. Rev. Neurosci. 2001; 24:167˚202.
54. Egner T, Hirsch, J. Cognitive control mechanisms resolve conflict through cortical amplification of task-relevant information. Nat. Neurosci. 2005; 8:1784˚90.
55. Bunge SA, Hazeltine E, Scanlon MD, Rosen AC, Gabrieli JDE. Dissociable contributions of prefrontal and parietal cortices to response selection. Neuroimage. 2002; 17:1562˚71.
56. Hanks TD, Ditterich J, Shadlen MN. Microstimulation of macaque area LIP affects decision-making in a motion discrimination task. Nat. Neurosci. 2006;9: 682˚9.

استناد به مقاله

دوستان محمدرضا، فرزاد لیلا، صائمی اسماعیل. تأثیر دست‌برتری و دستکاری شاخص دشواری بر مؤلفه‌های رفتاری و عصبی اجرای تکلیف مبادلهٔ سرعت- دقت. رفتارحرکتی. زمستان ۱۳۹۷؛۱۰(۳۴): ۵۰-۱۲۱.
شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/mbj.2019.6905.1757

Doustan M, Farzad L, Saemi E. The Effect of Handedness and Manipulation of Index of Difficulty on the Behavioral and Neural Components of Speed-Accuracy Trade Off. MotorBehavior. Winter 2019; 10 (34): 121-50. (In Persian).Doi: 10.22089/mbj.2019.6905.1757

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

The Effect of Handedness and Manipulation of the Index of Difficulty on the Behavioral and Neural Components of Speed-Accuracy Trade Off

M. Doustan[1], L. Farzad[2], E. Saemi[3]

1. Assistant Professor of Motor Behavior, Shahid Chamran University of Ahvaz*
2. Teacher of Physical Education in Education Department of Shoushtar, Shoushtar
3. Assistant Professor of Motor Behavior, Shahid Chamran University of Ahvaz

Received: 2019/01/05 **Accepted: 2019/03/16**

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the effect of handedness and task difficulty on behavioral and neural components of speed-accuracy trade off. The study was a Quasi-experimental research and focused on fundamental research. The participants of this study consisted of 20 students aged 14 and 15 years old. The instrument was four-channel EEG, optical sensor with sensor, laptop, metronome, and Target-Tapping-Test software. Given the Edinburgh handedness questionnaire scores, participants were divided into two left-hand and right-hand groups. They performed the simple and difficult tasks in a 30s with dominant and non-dominant hands. At the same time, the behavioral output as output digits from the pen and tablet (spatial and temporal errors) and the EEG data from the brain regions. For data analysis, repeated measures ANOVA was used at the significance level of 0.05. The results showed that non-dominant limb is affected to the task difficulty than dominant hand, and has more spatial error. The handedness and task difficulty had no significant effect on the effective width of the target. In the non-dominant limb, the average interruption for difficult task was more than simple task. In the C3 region, the gamma wave power was higher in a difficult task than in an easy task, and in right-handed subjects was higher in the hand. In the F4 area, the power of the alpha wave was easy for left-hand people when performing difficult moves above the task. Seems, in tasks that require accuracy and speed, spatial and temporal errors are affected by the task difficulty and handedness, But the timing errors is more affected by the task difficulty than the handedness. It also seems that the left and right frontal lobe areas are more important than other areas in Fitz's task execution.

Keywords: Fitz's Task, Handedness, Task Difficulty, Brain Hemispheres.

* Corresponding Author Email: mrdoostan@gmail.com