

رشد و یادگیری حرکتی - ورزشی - پاییز ۱۳۹۵
دوره ۸، شماره ۳، ص: ۳۷۷-۳۹۶
تاریخ دریافت: ۹۲/۰۸/۲۶
تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۹/۲۴

تأثیرات سرعت و دستکاری بازخوردهای حسی بر اجرای الگوهای درون مرحله و خارج مرحله هماهنگی دودستی

علیرضا فارسی^۱ - سیدمحمدکاظم واعظ موسوی^۲ - ابراهیم نوروزی سیدحسینی^{۳*}
۱. دانشیار، رفتار حرکتی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران، ۲. استاد، روان شناسی، دانشگاه جامع امام حسین
(ع)، تهران، ایران، ۳. دانشجوی دکتری، یادگیری حرکتی، دانشگاه ارومیه، ارومیه، ایران

چکیده

هدف از تحقیق حاضر بررسی دستکاری حواس و سرعت بر اجرای هماهنگی پویای دودستی بود. بدین منظور پانزده دانشجوی تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال، به عنوان آزمودنی الگوهای هماهنگی درون مرحله و خارج مرحله را از سرعت آهسته به تند در پنج وضعیت حسی مختلف اجرا کردند. برای بررسی دو الگوی حرکتی، از دو آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری تکراری (۵ شرایط حسی $3 \times$ سرعت اجرا) روی هر کدام از الگوهای درون مرحله و خارج مرحله استفاده شد و تأثیرات اصلی پس از آن با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی تحلیل شد. متغیر وابسته خطای فاز نسبی بود. نتایج نشان داد که افزایش سرعت اجرای حرکات بر اجرای الگوی حرکتی خارج مرحله 180^0 اثر داشت ($P=0/001$)، اما بر الگوی درون مرحله 10^0 اثری نداشت ($P=0/9$). نتایج دستکاری حواس نشان داد که در دقت و تغییرپذیری اجرای دو فاز نسبی الگوهای حرکتی، دستکاری بینایی و حس عمقی اثر دارد ($P=0/001$)، اما دستکاری شنوایی اثری بر اجرای این الگوها نداشت ($P=0/315$). علاوه بر این، در این تحقیق بیشترین مقدار میانگین خطای فاز نسبی و انحراف معیار خطای فاز نسبی در وضعیت دستکاری حس عمقی بود ($P=0/001$). در توضیح یافته‌های حاضر می‌توان گفت که تکلیف خطی هماهنگی دودستی در تحقیق حاضر یک تکلیف به حس عمقی وابسته است.

واژه‌های کلیدی

الگوی حرکتی، حس عمقی، فاز نسبی، کنترل حرکتی، لرزش تاندون.

مقدمه

حرکات هماهنگ^۱، معیار خوبی برای توضیح این است که سیستم حرکتی ما چگونه حرکات پیچیده را اجرا می‌کند (۱۸،۴۴). بسیاری از اعمالی که ما در فعالیت‌های روزانه زندگی انجام می‌دهیم، شامل حرکات هماهنگ بالاتنه است (۴۳). هماهنگی دودستی^۲ موضوع جدیدی در یادگیری حرکتی است که در انجام تکالیف روزمره و فعالیت‌های تفریحی مورد نیاز است (۳۷). در تحقیق‌های قبلی، باز و بسته شدن انگشتان برای بررسی هماهنگی دودستی بررسی شده است (۲۰)، اما شکل جدید هماهنگی دودستی با واژه زمان‌بندی نسبی^۳ دو عضو تعریف می‌شود (۱۱). کلسو^۴ (۲۰،۲۱) برای مطالعه حرکات هماهنگ دوعضوی، یک تکلیف را در دو الگوی ثابت شامل درون‌مرحله^۵ (با فاز نسبی 0^۰) و خارج‌مرحله^۶ (با فاز نسبی 180^۰) پیشنهاد کرد. در الگوی درون‌مرحله، اعضا به‌صورت همسان و پیوسته به سمت هم نزدیک شده و سپس از هم دور می‌شوند که به‌وسیله انقباض عضلات مشابه انجام می‌گیرد، اما در الگوی خارج‌مرحله اعضا به‌صورت متناوب در یک مدل یکسویه^۷ به‌وسیله عضلات غیرمتشابه حرکت می‌کنند. موضوع جالب اینکه با افزایش سرعت اجرای الگوهای هماهنگ خارج‌مرحله، الگوی خارج‌مرحله از بین می‌رود و به الگوی درون‌مرحله منتقل می‌شود (۲۰،۲۱)، در مقابل، الگوی درون‌مرحله تحت تأثیر افزایش سرعت تکرار حرکات قرار نمی‌گیرد (۲۱). عملکرد درون‌مرحله در الگوی هماهنگی دودستی بسیار پایدارتر است، زیرا گروه‌های عضلات متشابه به‌صورت همزمان فعال هستند (۸،۲۱،۴۰). در مقابل، عملکرد خارج‌مرحله بسیار متغیرتر از هماهنگی درون‌مرحله است، زیرا گروه‌های عضلات غیرمتشابه به‌صورت همزمان فعالند (۸،۲۱،۴۰). شواهدی وجود دارد که کنترل حرکتی تحت تأثیر اطلاعات ادراکی قرار می‌گیرد (۳۱). جفت شدن بین اعضا برای هماهنگی دودستی الگوهای درون‌مرحله و خارج‌مرحله نتیجه اطلاعات طبیعی از منابع حس‌های چندگانه است که بازخورد حرکت اعضا را در دسترس قرار می‌دهد (۲۲). منبع این اطلاعات در مورد اعضا ممکن است شامل بینایی، حس عمقی و شنوایی باشد. به‌صورت عمومی پذیرفته شده که افراد برای اجرای الگوهای حرکتی ظریف^۸ نیازمند اطلاعات بینایی و

1. Coordinative movements
2. Bimanual coordination
3. Relative timing
4. Kelso
5. In-phase
6. Anti-phase
7. Iso-directional
8. Fine

حس عمقی‌اند، اطلاعات حس عمقی گرفته‌شده از محیط به سیستم عصبی مرکزی^۱ اجازه می‌دهد که از حرکات اعضا آگاه شود و در صورت نیاز الگوهای حرکت را تنظیم کند (۲۲). شواهدی وجود دارد که هماهنگی به‌وسیله استفاده از حس عمقی ایجاد می‌شود (۱۰،۱۹). این در حالی است که افراد قطع آوران شده، کمبود هماهنگی را به‌صورت واضح نشان دادند (۶،۳۰). علاوه بر این، حس عمقی به‌تنهایی تمام حرکات هماهنگ را میسر نمی‌کند، بلکه کمبود هماهنگی در بیماران قطع آوران شده تنها در غیاب بینایی، واضح و مشهود شد (۶،۱۳،۱۹). شواهد مثبتی در مورد اینکه بینایی ممکن است نقشی در جفت کردن اعضا در حرکات دودستی مجرد^۲ (۳۸،۷) و همچنین حرکات دودستی سیکلی^۳ (۳۴) بازی کند، وجود دارد. ماهیت تکلیف^۴ به‌عنوان عامل تأثیرگذار در هماهنگی دودستی مطرح است (۳۱). برای مثال در تکلیف ترسیم شکل دایره^۵ با دو دست همیشه حرکات در یک مسیر ادامه می‌یابد و برگشت حرکتی وجود ندارد، در مقایسه با تکالیف هماهنگی دودستی دیگر که ممکن است اجراکننده توقف کرده و در مسیر دیگری حرکت را اجرا کند (۲۳). تکلیف ترسیم کردن دایره با دو دست ممکن است اهمیت بازخورد اطلاعات بینایی را به‌سبب کاهش اهمیت منبع حس عمقی افزایش دهد (۳۱). در نتیجه با استفاده از تکلیف خطی دودستی می‌توان اثر ماهیت تکلیف را بر نقش حس‌های مختلف در اجرا به حداقل رساند. در تحقیق سوینن^۶ و همکاران (۲۰۰۰) از آزمودنی‌های بزرگسال سالم و بیمار دچار پارکینسون خواسته شد که اعضای بالاتنه را در یک حرکت ترسیم مثلث‌مانند که شامل ۲۲ کوشش بود، حرکت دهند. بینایی در کوشش‌های ابتدایی در دسترس بود، اما در میانه و انتهای کوشش‌ها کاملاً با چشم بسته انجام گرفت (۳۸). در شرایط بدون بینایی آزمودنی‌های دارای پارکینسون ترسیم آهسته‌تری در مقایسه با افراد سالم داشتند. کاردوسو^۷ و همکاران (۲۰۰۵) نقش بینایی را در هماهنگی دودستی که شامل ضربه زدن به یک هدف کوچک با شاخص دو انگشت در حرکات هدف سریع با و بدون بینایی بود، بررسی کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که فقدان بینایی به‌طور معناداری زمان واکنش^۸ دو عضو را افزایش می‌دهد (۷).

-
1. central nervous system
 2. Discrete bimanual movements
 3. Cyclical bimanual movements
 4. Nature of the task
 5. Bimanual circle-drawing task
 6. Swinnen
 7. Cardoso
 8. Reaction Time

در مطالعه سرین^۱ و همکاران (۱۹۹۶) بینایی و حس عمقی هنگام اجرای الگوهای درون مرحله و خارج مرحله برای آزمودنی‌های جوان و سالمند در سرعت پایین، دستکاری شد. آزمودنی‌های جوان کاهش پایداری^۲ را در الگوی درون مرحله در شرایط بدون بینایی از خود نشان دادند. جالب‌تر اینکه در شرایط بدون بینایی آزمودنی‌های جوان الگوهای خارج مرحله را بسیار پایدار اجرا کردند. آزمودنی‌های جوان کاهش بیشتر الگوی پایداری را هنگام اجرای الگوی هماهنگی درون مرحله در مقایسه با آزمودنی‌های مسن نشان دادند و هر دو گروه به حس عمقی حساس بودند و اطلاعات حس عمقی روی الگوی خارج مرحله به صورت کاهش پایداری الگو تأثیر گذاشت. این یافته نشان داد که تعامل اطلاعات آورانی تأثیر برجسته‌تری در الگوی خارج مرحله به نسبت الگوی درون مرحله دارد (۳۴). نکته‌ای که از این مطالعه دریافت می‌شود این است که اگر بینایی نقشی در الگوهای فاز نسبی بازی می‌کند آیا در تکلیف‌های مختلف (اشاره به ماهیت تکلیف) نیز این گونه است؟ همچنین در این مطالعه شنوایی کنترل نشده بود. ممکن است شنوایی در جفت کردن حرکات دودستی تأثیرگذار باشد و صدای تولیدشده به وسیله اسلایدهای تکلیف خطی دودستی که در تحقیق حاضر به آن خواهیم پرداخت، اطلاعاتی درباره عملکرد ایجاد کند. در تحقیق گریلو^۳ و همکاران (۲۰۱۰) که با هدف تأثیر بینایی و شنوایی روی اجرای الگوهای خارج مرحله و درون مرحله در تکلیف خطی دودستی بود، آزمودنی‌ها نمی‌توانستند صدای اجرای تکلیف اسلایدهای خطی دودستی را بشنوند، زیرا گوش آنها با هدفون مسدود شده بود. نتایج این تحقیق نشان داد که تکلیف دودستی خطی به وسیله بینایی و شنوایی کنترل نمی‌شود و این حس عمقی است که نقش اصلی را دارد (۱۶). اما باید توجه داشت که در این تحقیق حس عمقی کنترل نشده بود و این موضوع می‌تواند بر نتیجه تأثیرگذار باشد. شاید با دستکاری حس عمقی با روش لرزش تاندون^۴ (۲۹) نقش بینایی و شنوایی برجسته‌تر شود. لرزش تاندون عضله با میزان تکرار مشخصی به تخریب حرکتی در مفاصل منجر می‌شود و اطلاعات مبهم و فریب‌دهنده‌ای را برای آزمودنی فراهم می‌کند (۱۵). براساس نکات تحقیقات پیشین نقش بینایی، شنوایی و حس عمقی در جفت کردن اعضا برای هماهنگی دودستی به طور کامل بررسی نشده است، به ویژه برای تکالیف خطی دودستی که سرعت از آهسته به تند افزایش می‌یابد (از ۵۸ ضربه در دقیقه مترونوم تا ۱۵۸ ضربه). بنابراین، نویسنده بر آن است که

-
1. Serrien
 2. Stability
 3. Grillo
 4. Tendon vibration

تأثیرات اطلاعات سه منبع از حس‌های چندگانه یعنی حس عمقی، بینایی و شنوایی را در اجرای الگوهای هماهنگی درون مرحله و خارج مرحله در یک تکلیف خطی هماهنگی دودستی با سرعت افزایشی بررسی کند.

روش تحقیق

شرکت‌کنندگان

شرکت‌کنندگان پژوهش حاضر، دانشجویان تربیت بدنی دانشگاه شهید بهشتی بودند. پانزده شرکت‌کننده با میانگین سنی ۲۱/۴ و دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال، به صورت در دسترس برای حضور در تحقیق انتخاب شدند. همه آزمودنی‌ها راست‌دست بودند و سابقه هیچ بیماری عصبی-عضلانی را گزارش ندادند.

ابزار جمع‌آوری داده‌های تحقیق

۱. دستگاه هماهنگی دودستی ساخت مرکز رشد و فناوری دانشگاه شهید بهشتی، که برای اندازه‌گیری اطلاعات جنبشی حرکت به کار می‌رود. اجزای ابزار هماهنگی در این تحقیق دسته‌هایی به ارتفاع ۱۲/۵ و قطر ۳ سانتی‌متر بود که به صورت مستقل به دستگاه هماهنگی دودستی خطی وصل شده بود و به طور افقی می‌لغزید. فرکانس نمونه‌گیری ابزار هماهنگی دودستی ۱۵۰ هرتز بود. روایی این ابزار با استفاده از همبستگی امتیازات آزمودنی‌ها از طریق دستگاه حرکت خطی^۱ ۰/۸۱ به دست آمد. همچنین همبستگی بین نمره‌های افراد در دو اجرای متوالی به منظور اندازه‌گیری پایایی ابزار به مقدار ۰/۹۰ بود (شکل ۱).

۲. مترونوم شنیداری که اطلاعات گام به گام اجرای الگوهای هماهنگی را فراهم می‌کرد و به وسیله آن سرعت اجرای حرکات توسط آزمودنی‌ها افزایش یا کاهش می‌یافت.

۳. دستگاه لرزاننده مخصوص لرزش تاندون برای دستکاری حس عمقی و ایجاد لرزش در تاندون عضلات خم‌کننده مچ دست که به وسیله یک مچ‌بند به طور همزمان به هر دو مچ آزمودنی‌ها وصل می‌شد. این ابزار دارای ویژگی جابه‌جایی دقیق سر لرزاننده‌ها روی تاندون به وسیله تعیین محل ایجاد ابهام حسی (دستکاری حسی) بود.

۴. چشم‌بند برای ایجاد شرایط دستکاری بینایی.

۵. هدفون برای مسدود کردن شنوایی درحالی‌که آزمودنی‌ها می‌توانند صدای مترونوم را بشنوند.

روش اجرا

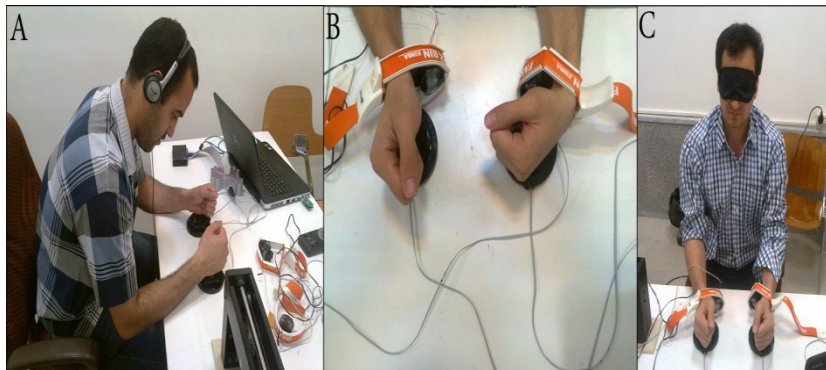
نخست آزمودنی‌ها یک آشنایی کلی با تکلیف دریافت کردند. تکلیف اقتضا می‌کرد که آنها دو دستگیره متصل به ابزار هماهنگی دودستی را به‌صورت افقی به سمت چپ و راست حرکت دهند. شرکت‌کننده‌ها درحالی‌که دو دستگیره را در دست گرفته بودند، روی صندلی تنظیم‌شده نشستند. آزمودنی‌ها می‌بایست فاز نسبی 0^0 و فاز نسبی 180^0 را اجرا می‌کردند. الگوی خارج‌مرحله زمانی بود که یکی از دو دست خم و دیگری باز بود، درحالی‌که الگوی درون‌مرحله برعکس و خم شدن و باز شدن مچ دست به‌صورت همزمان انجام می‌گرفت. آزمودنی‌ها آموزش دیدند که هماهنگ با تکان‌های مترونوم حرکت کنند. مترونوم نیازمند سرعت و تکرار حرکات اعضا در ابتدا با سرعت پایین (۵۸beat/min) به مدت ۲۰ ثانیه بود. بعد از کامل شدن اجرای کوشش ۲۰ ثانیه‌ای همان نیازمندی‌های هماهنگی تکلیف با سرعت متوسط (۹۰beat/min) و به همین ترتیب با سرعت بالا (۱۵۸beat/min) اجرا شد. آزمودنی‌ها برای نگه داشتن بهترین الگوی زمان‌بندی هماهنگی مورد نیاز ممکن برای تمام کوشش‌ها، تشویق شدند. همچنین آزمودنی‌ها آموزش دیدند که در صورت اختلال در الگوهای هماهنگی در میان کوشش‌ها برای به‌دست آوردن دوباره نیازمندی‌های هماهنگی تلاش کنند و آن کوشش را رها نکنند. تمام ۳ تکرارهای مترونوم (از آهسته تا سریع) برای یک الگوی فاز نسبی قبل از تغییر به الگوی جدید، کامل شد. برای مثال، انجام الگوی درون‌مرحله در تمام سه سرعت آهسته، متوسط و سریع و شرایط حسی مختلف به‌طور کامل و سپس اجرای الگوی خارج‌مرحله در سرعت‌ها و شرایط حسی مختلف، توسط آزمودنی‌ها انجام گرفت. فاصله استراحت کوتاهی بین کوشش‌ها برابر با زمان اجرای تکلیف (۲۰ ثانیه) قرار داده شد. برای کاهش اثر شرایط آزمایشی بر یکدیگر به‌دلیل ترتیب اجرا در شرایط مختلف، از روش موازنه^۱ استفاده کردیم. به‌دلیل اینکه آزمودنی‌ها باید در پنج وضعیت مختلف به اجرای الگوهای حرکتی بپردازند، برای خنثی کردن اثر ترتیب شرایط مختلف بر یکدیگر از این ۵ موقعیت حسی اجرا ۳ موقعیت اصلی یعنی دستکاری حس عمقی، بینایی و شنوایی را به شکل روش موازنه (خنثی کردن) در نظر گرفتیم و آزمودنی‌ها به روش ABC, ACB, BCA, BAC, CAB, CBA به اجرای الگوهای درون‌مرحله و سپس خارج‌مرحله پرداختند. هر کدام از حروف لاتین مانند A نشان‌دهنده یکی از شرایط دستکاری

1.Counterbalanced

حس‌هاست؛ به‌طور مثال دستکاری حس عمقی. ترتیب اجرای پانزده آزمودنی به این صورت بود که دو شرکت‌کننده به‌ترتیب ABC به اجرای الگوهای حرکتی و دو آزمودنی دیگر به‌ترتیب ACB به اجرای الگوها پرداختند و به همین ترتیب تا آخرین وضعیت که ترتیب اجرا به‌صورت CBA بود.

آزمودنی‌ها الگوهای حرکتی را در وضعیت‌های حسی مختلف با روش موازنه اجرا کردند، شرایط حسی مختلف شامل وضعیت‌های زیر بود: ۱. وضعیت حس طبیعی، در این وضعیت دستکاری حس‌ها انجام نمی‌گرفت و آزمودنی‌ها به‌طور واضح دست‌های خود را هنگام اجرای الگوهای درون و خارج‌مرحله می‌دیدند و همچنین صدای ایجادشده به‌وسیله جابه‌جایی اسلایدها را می‌شنیدند و محدودیتی نیز برای استفاده از حس عمقی وجود نداشت. به‌عبارت دیگر می‌توان این شرایط را وضعیت کنترل دانست؛ ۲. وضعیت دستکاری حس عمقی، در این وضعیت حس عمقی با بستن مچ‌بند لرزشی روی تاندون عضلات خم‌کننده مچ دست در نقطه اتصالش به مفصل کف دست^۱ آزمودنی‌ها، دستکاری می‌شد. در این حالت، تاندون عضلات خم‌کننده به‌طور مداوم به مدت ۲۰ ثانیه در طول اجرای حرکات می‌لرزید. همچنین تاندون عضلات خم‌کننده مچ برای دستکاری انتخاب شد، زیرا به‌راحتی می‌توانستیم آن را پیدا و دستکاری کنیم. لرزش تاندون موجب کشیده و رها شدن سریع و کوچک آن می‌شد که این کشش بر روی دوک‌های عضلانی تأثیر می‌گذاشت و موجب تحریف برون‌داد آوران‌های Ia موجود در دوک عضلانی عضلات لرزیده می‌شد (۱). البته حس عمقی دو دست به‌طور هم‌زمان در اجرای الگوهای حرکتی دستکاری شد (شکل ۱)؛ ۳. وضعیت بدون بینایی، در این وضعیت استفاده از اطلاعات بینایی به‌وسیله چشم‌بند هنگام اجرای تکلیف مسدود می‌شد (شکل ۱)؛ ۴. وضعیت بدون شنوایی، در این وضعیت شنوایی به‌وسیله یک هدفون که داخل گوش آزمودنی‌ها بود، مسدود می‌شد، البته آزمودنی‌ها می‌توانستند صدای مترونوم را به‌وسیله همان هدفونی که اطلاعات حاصل از صدای اجرای حرکت را مسدود می‌کرد، بشنوند. در ضمن، در این حالت فقط شنیدن صدای جیرجیر حاصل از اجرای حرکت و صداهای دیگر موجود در محیط برای آزمودنی مسدود می‌شد و یک حس ناشنوایی برای آزمودنی به‌وجود می‌آمد (شکل ۱)؛ ۵. وضعیت محرومیت حسی، در این حالت، با چشم‌بند، بینایی مسدود می‌شد و همچنین صدای ایجادشده توسط اجرای اسلایدها به‌وسیله هدفون مسدود و در آخر نیز دستکاری حس عمقی با بستن مچ‌بند لرزشی روی تاندون عضلات خم‌کننده مچ آزمودنی‌ها دستکاری می‌شد. تکانه‌های ایجادشده به‌وسیله مترونوم هنگام اجرای فازهای نسبی در سرعت‌های مختلف توسط هدفونی

که صدای ایجادشده هنگام اجرای تکلیف را مسدود می‌کرد، برای آزمودنی‌ها قابل شنیدن بود. به عبارت دیگر می‌توان این وضعیت را شرایط کنترل دوم دانست (شکل ۱). بنابراین، هر آزمودنی ۱۵ کوشش ۲۰ ثانیه‌ای مربوط به الگوی درون مرحله و ۱۵ کوشش ۲۰ ثانیه‌ای مربوط به الگوی خارج مرحله را در سرعت‌ها (۳ وضعیت سرعت) و شرایط حسی مختلف (۵ وضعیت حسی) اجرا کرد.



شکل ۱. تصاویر ابزارهای آزمایشگاهی تکلیف هماهنگی دودستی و نحوه اجرای تحقیق توسط آزمودنی‌ها (A مربوط به شرایط دستکاری شنوایی، B مربوط به دستکاری حس عمقی به وسیله لرزاننده تاندون متصل به مچ‌بند، C مربوط به شرایط دستکاری بینایی)

روش تحلیل داده‌ها

شاخصی که برای محاسبه متغیر وابسته این تحقیق، یعنی فاز نسبی بین دو عضو استفاده شد، محاسبه فاز نسبی با استفاده از فرمول زیر بود:

$$\phi = \tan^{-1} \left\{ \frac{dX_R/dt}{X_R} \right\}$$

در این فرمول ϕ_R فاز مچ دست راست در هر نمونه، X_R موقعیت مچ راست به مقیاس ترسیم‌شده متناوب^۱ و $\{-1,1\}$ هر چرخه نوسان و در آخر (dX_R/dt) شتاب آنی^۲ است. سپس فاز نسبی بین مچ‌ها تنها از طریق فرمول زیر به دست آمد:

$$\phi_R - \phi_L$$

با استفاده از این فرمول و نوشتن آن در نرم‌افزار متلب میانگین فاز نسبی حاصل از اجرای ۲۰ ثانیه‌ای آزمودنی‌ها به دست آمد. میانگین فاز نسبی حاصل از اجرای حرکت از دو الگوی درون مرحله با

1. Position of the right wrist rescaled to the interval
2. Instantaneous velocity

فاز نسبی 0^0 و خارج مرحله با فاز نسبی 180^0 بود. میانگین خطای فاز نسبی با کسر کردن الگوی مرجع برای درون مرحله فاز نسبی 0^0 از میانگین فاز نسبی حاصل از اجرا درون مرحله و برای خارج مرحله کسر کردن فاز نسبی 180^0 از میانگین فاز نسبی حاصل از اجرای خارج مرحله، اندازه‌گیری شد. برای بررسی دو الگوی حرکتی، از دو آزمون تحلیل واریانس دوره‌ها با اندازه‌گیری تکراری (۵ شرایط حسی $3 \times$ سرعت اجرا) برای الگوهای درون و خارج مرحله استفاده شد. همچنین تأثیرات اصلی پس از آن با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی تجزیه و تحلیل شد. تمام فرضیه‌های تحقیق حاضر در سطح معناداری $p < 0.05$ بررسی شدند.

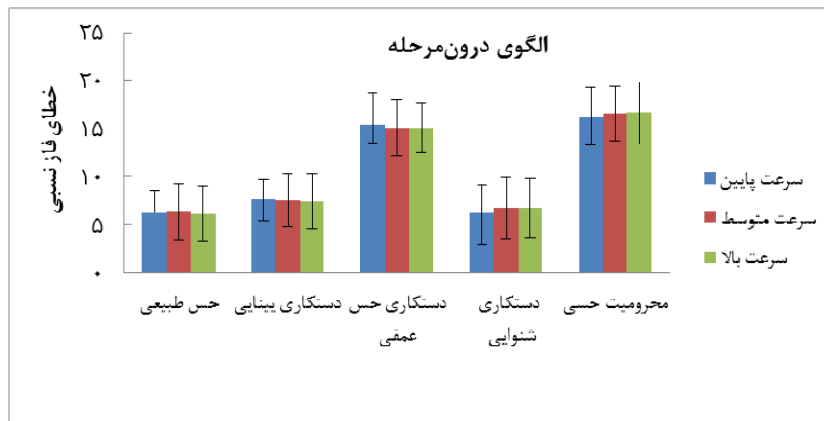
نتایج و یافته‌های تحقیق

الگوی درون مرحله

نتایج آزمون تحلیل واریانس دوره‌ها با اندازه‌گیری تکراری نشان داد که اثر اصلی دستکاری حواس معنادار است ($P=0.001$)، اما اثر اصلی دستکاری سرعت معنادار نیست ($P=0.09$). علاوه بر این اثر تعاملی بین حواس و سرعت معنادار نبود ($P=0.557$). به عبارت دیگر براساس آزمون تعقیبی بونفرونی اثر دستکاری حس عمقی در مقایسه با شرایط حس طبیعی (وضعیت کنترل) بر اجرای الگوی درون مرحله معنادار بود ($P=0.001$). بنابراین، دستکاری حس عمقی بر اجرای الگوی حرکتی درون مرحله تأثیر گذاشت و موجب افزایش خطای فاز نسبی شد. همچنین، براساس آزمون تعقیبی بونفرونی اثر دستکاری بینایی در مقایسه با شرایط حس طبیعی بر اجرای الگوی درون مرحله معنادار بود ($P=0.001$). بنابراین، دستکاری بینایی بر اجرای الگوی حرکتی درون مرحله تأثیر گذاشت و موجب افزایش خطای فاز نسبی شد. شایان ذکر است که براساس آزمون تعقیبی بونفرونی اثر دستکاری شنوایی در مقایسه با شرایط حس طبیعی بر اجرای الگوی درون مرحله معنادار نبود ($P=0.1$). بنابراین، تفاوت معناداری بین شرایط حس طبیعی و دستکاری شنوایی وجود نداشت. به عبارت دیگر دستکاری شنوایی تأثیری بر اجرای الگوی درون مرحله نداشت. شایان ذکر است که بیشترین میانگین خطای فاز نسبی مربوط به وضعیت محرومیت حسی و در مرتبه بعد دستکاری حس عمقی و سپس دستکاری بینایی بود. در ضمن اثر اصلی سرعت معنادار نبود ($F=0.106, P=0.09$) و در سرعت‌های مختلف مقدار خطای ایجاد شده تغییر معناداری نداشت.

جدول ۱. نتایج تحلیل واریانس دوراهه با اندازه‌گیری تکراری برای الگوی درون مرحله

منبع	درجه آزادی	مجموعه مجزورات	F	P	η^2
اثر اصلی سرعت	۲	۰/۰۶	۰/۱۰۶	۰/۹۰۰	۰/۰۰۸
اثر اصلی حواس	۴	۱۱۱۹/۵۰۱	۸۶۶/۹۰۵	۰/۰۰۱	۰/۹۸۴
اثر تعاملی	۸	۱/۵۶	۰/۷۲۲	۰/۵۵۷	۰/۰۴۹



نمودار ۱. میانگین و انحراف معیار خطای فاز نسبی الگوی درون مرحله در شرایط حسی و سرعت‌های مختلف

الگوی خارج مرحله

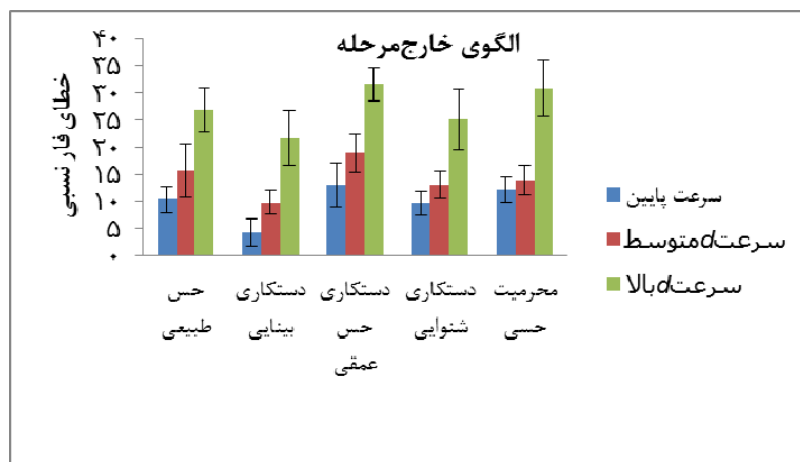
نتایج آزمون تحلیل واریانس دوراهه با اندازه‌گیری تکراری نشان داد که هم اثر اصلی دستکاری حواس و هم اثر اصلی دستکاری سرعت معنادار است. علاوه بر این اثر تعاملی بین حواس و سرعت معنادار است که نشان‌دهنده تخطی از تأثیرات اصلی بود. بدین منظور تأثیرات اصلی با کنترل متغیرها و به وسیله ۸ آزمون شامل ۳ آزمون تحلیل واریانس یکراهه با اندازه‌گیری تکراری به منظور مقایسه شرایط حسی مختلف با کنترل سرعت و ۵ آزمون تحلیل واریانس یکراهه با اندازه‌گیری تکراری برای مقایسه سرعت‌های مختلف با کنترل شرایط حسی با آلفای تعدیل شده ($P < 0/006$)، بررسی شدند.

آزمون تعقیبی بونفرونی درباره اثر اصلی دستکاری حواس نشان داد که اثر دستکاری حس عمقی در مقایسه با شرایط حس طبیعی (وضعیت کنترل) بر اجرای الگوی خارج مرحله معنادار بود ($P = 0/001$). بنابراین، دستکاری حس عمقی بر اجرای الگوی حرکتی خارج مرحله تأثیر گذاشت و موجب افزایش

خطای فاز نسبی شد. همچنین، براساس این آزمون اثر دستکاری بینایی در مقایسه با شرایط حس طبیعی بر اجرای الگوی خارج مرحله معنادار بود ($P=0/001$). بنابراین، دستکاری بینایی بر اجرای الگوی حرکتی خارج مرحله تأثیر گذاشت، البته به صورت معکوس در مقایسه با الگوی درون مرحله و موجب کاهش میانگین خطای فاز نسبی شد. همچنین به مانند الگوی درون مرحله اثر دستکاری شنوایی در مقایسه با شرایط حس طبیعی بر اجرای الگوی خارج مرحله معنادار نبود ($P=0/315$). بنابراین، دستکاری شنوایی بر اجرای الگوی حرکتی خارج مرحله تأثیر نداشت. نتایج مقایسه ۲ به ۲ از آزمون تحلیل واریانس یکراهه با اندازه گیری تکراری به منظور مقایسه حواس در سرعت های کم، متوسط و زیاد نشان داد که تخطی از اثرهای اصلی مربوط به اثر اصلی حواس بوده است. نتایج درباره سرعت کم نشان داد تفاوت معناداری بین شرایط حس طبیعی و محرومیت حسی وجود ندارد ($P=0/027$). به عبارت دیگر تعامل بین دستکاری بینایی که موجب کاهش خطا می شود و همچنین دستکاری حس عمقی که سبب افزایش خطا می شود، معنادار است و موجب خنثی شدن شرایط محرومیت حسی شده است. علاوه بر این، بین شرایط دستکاری حس عمقی و محرومیت حسی تفاوت معنادار نبود ($P=0/12$). بین وضعیت های حسی مختلف بیشترین خطای ایجاد شده مربوط به شرایط دستکاری حس عمقی بود. به عبارت دیگر در این وضعیت خطای ایجاد شده در فاز نسبی به نسبت وضعیت های حسی دیگر بیشتر بود. همچنین کمترین خطا مربوط به وضعیت دستکاری شنوایی بود و در میان این دو، شرایط دستکاری بینایی قرار داشت. نتایج مقایسه ۲ به ۲ از آزمون تحلیل واریانس یکراهه با اندازه گیری تکراری به منظور مقایسه حواس در سرعت متوسط مانند سرعت کم بود و نشان داد که تفاوت معناداری بین شرایط دستکاری شنوایی با شرایط حس طبیعی وجود ندارد ($P=0/08$). همچنین بین شرایط حس طبیعی و محرومیت حسی تفاوت معناداری وجود ندارد ($P=0/1$). علاوه بر این بین دستکاری حس عمقی و محرومیت حسی تفاوت معناداری وجود نداشت ($P=0/62$). نتایج مقایسه ۲ به ۲ از آزمون تحلیل واریانس یکراهه با اندازه گیری تکراری به منظور مقایسه حواس در سرعت زیاد مانند دو سرعت کم و متوسط نشان داد که تفاوت معناداری بین شرایط حس طبیعی و دستکاری شنوایی وجود ندارد ($P=0/315$). همچنین بین شرایط دستکاری حس عمقی و محرومیت حسی تفاوت معناداری وجود نداشت ($P=0/5$).

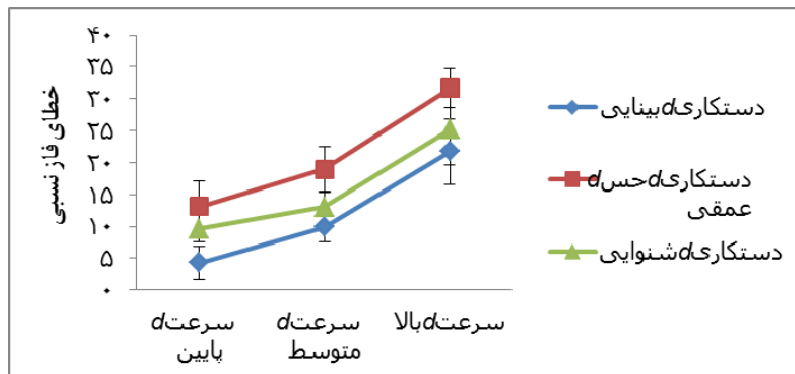
جدول ۲. نتایج تحلیل واریانس دوره با اندازه گیری تکراری برای الگوی خارج مرحله

منبع	درجه آزادی	مجموعه مجذورات	F	P	η^2
اثر اصلی سرعت	۲	۱۱۶۲۲/۵۵	۱۱۸/۰۳	۰/۰۰۱	۰/۸۹۴
اثر اصلی حواس	۴	۱۸۶۲/۸۷	۶۸/۳۳	۰/۰۰۱	۰/۸۳۰
اثر تعاملی	۸	۳۸/۲۴	۴/۷۲	۰/۰۱۹	۰/۲۵۲



نمودار ۲. میانگین و انحراف معیار خطای فاز نسبی الگوی خارج مرحله در شرایط حسی و سرعت‌های مختلف

برای الگوی خارج مرحله اثر اصلی سرعت معنادار بود ($F=118/03, P=0/001$) و در سرعت‌های مختلف مقدار خطای ایجاد شده تغییر معناداری داشت. به عبارت دیگر، نتایج پنج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری برای بررسی تأثیرات اصلی سرعت نشان داد که تأثیرات اصلی سرعت تخطی نداشته است. به عبارت دیگر تفاوت بین سرعت‌های مختلف معنادار است و با افزایش سرعت اجرا مقدار خطای فاز نسبی خارج مرحله افزایش می‌یابد (نمودار ۳).



نمودار ۳. میانگین و انحراف معیار خطای فاز نسبی الگوی خارج مرحله در سرعت‌ها و شرایط حسی مختلف

بحث و نتیجه‌گیری

در بحث یافته‌های تحقیق حاضر، نخست نقش حواس و سپس سرعت بررسی می‌شود. در مورد دستکاری حواس ابتدا به حس عمقی پرداخته می‌شود. مشاهدات در تحقیق حاضر موافق با تحقیقات قبلی است که لرزش تاندون به‌عنوان دستکاری حس عمقی موجب کاهش دامنه حرکتی شده و به افزایش خطا منجر می‌شود (۲۹،۳۵). این تخریبی که در حرکت ایجاد شد، نشان داد که سیستم عصبی مرکزی برای اجرای الگوهای حرکتی هماهنگ از اطلاعات حس عمقی استفاده می‌کند (۲۹). در تحقیق حاضر، حس عمقی هم در الگوی درون مرحله و هم الگوی خارج مرحله اثر گذاشت که این یافته مخالف با یافته‌های بالدیسرا^۱ و همکاران (۱۹۹۱) و همچنین سرین و همکاران (۱۹۹۶) بود که اظهار کردند حس عمقی بر الگوی درون مرحله و خارج مرحله به‌صورت متفاوتی اثر گذاشته و بیشترین اثر تنها بر الگوی خارج مرحله به‌دلیل نیازهای اضافه به توجه^۲ است (۳۵،۴). استیورس^۳ و همکاران (۲۰۰۱) مشاهده کردند که تأثیرات لرزش در طول حرکات فعال بازو در سرعت زیاد از بین می‌رود که مخالف با تحقیق حاضر است که اثر لرزش حتی در سرعت زیاد مشاهده شد که نشان می‌دهد حس عمقی حتی در حرکات سریع بر اجرای حرکات اثر دارد. می‌توان گفت که حس عمقی مربوط به عضله در کنترل حلقه باز به مانند کنترل حلقه بسته تأثیر دارد. البته شایان ذکر است که با افزایش سرعت در اجرای الگوهای حرکتی، مقدار خطا افزایش بیش از حدی نداشت و تقریباً مانند سرعت کم بود که این به

1. Baldissera
2. Additional attention demands
3. Steyuers

انتقال از کنترل حلقه بسته به سمت کنترل حلقه باز و کمتر شدن نقش حواس مختلف در اجرای حرکات مربوط می‌شود (۳۶). البته نتایج حاضر قابل بحث است و می‌توان در تحقیقات بعدی آن را بررسی کرد. به‌طور کلی می‌توان گفت که لرزش تاندون عضله خم‌کننده مچ دست موجب تخریب هماهنگی بین دو دست می‌شود (۴،۳۵،۳۶).

دستکاری بینایی به روش بستن چشم‌بند بر اجرای الگوهای حرکتی اثر گذاشت که موافق با تحقیق سرین و همکاران (۱۹۹۶) و مخالف با تحقیق گریلو و همکاران (۲۰۱۰) و روچا^۱ و همکاران (۲۰۱۱) بود. می‌توان در توجیه این نتیجه، نحوه دستکاری بینایی را بررسی کرد و اینکه با روش دستکاری بینایی به‌وسیله چشم‌بند بهتر از روش‌های دیگر مانند خاموش کردن چراغ اتاق (۱۶) می‌توان بر اجرای الگوهای هماهنگ حرکتی اثر گذاشت. یافته جالب تحقیق حاضر این بود که، دستکاری بینایی بر اجرای الگوی خارج‌مرحله اثر معکوس داشت، به‌طوری‌که مانند تحقیق سرین و همکاران (۱۹۹۵) و همچنین بوگاردت^۲ و همکاران (۲۰۰۳)، دستکاری بینایی موجب پایداری بیشتر و خطای کمتر فاز نسبی الگوی خارج‌مرحله شد. برای بحث دلیل این یافته می‌توان این‌گونه استنباط کرد که هنگام اجرای الگوی درون‌مرحله هر دو دست زمانی که خم می‌شوند، در وضعیت بینایی مرکزی^۳ ما قرار دارند. این موقعیت به ما اجازه می‌دهد که یک تنظیم کافی برای بعد فضایی و زمانی^۴ الگوی درون‌مرحله به‌دست بیاوریم. به این دلیل است که فقدان بینایی در الگوی درون‌مرحله موجب افزایش خطای فاز نسبی بین اعضا می‌شود. در مقابل هنگام اجرای الگوی خارج‌مرحله هرگز این وضعیت مطلوب ایجاد نمی‌شود، زیرا یک دست همیشه از دید خارج است. این موضوع ممکن است موجب شود که ما حتی در شرایط فقدان بینایی الگوی خارج‌مرحله را با خطای فاز نسبی کمتری اجرا کنیم (۳۵).

علاقه بسیاری به بررسی تعامل بین حس شنوایی و سیستم حرکتی وجود دارد و اینکه، موزیک توانایی چشمگیری برای ریتمیک و موزون کردن، رفتارهای حرکتی سازمان‌شده دارد (۴۵). در تحقیق حاضر نوع دستکاری بازخورد شنوایی یعنی مسدود کردن شنیدن صدای اسلایدهای ابزار هماهنگی دودستی اثری بر اجرای الگوهای هماهنگ حرکتی نداشت که مخالف با تحقیق قر^۵ و همکاران (۲۰۰۰) بود که آزمودنی‌های ۵۴ ساله دچار بیماری پاتولوژی حسی که حس عمقی خود را از دست داده بودند،

1. Roche
2. Bogaerts
3. Central vision
4. Spatiotemporal dimension
5. Ghez

به اجرای تکالیف منطبق با صدای ایجاد شده به وسیله کامپیوتر پرداختند (۱۴) و موافق با تحقیق گرلیو و همکاران (۲۰۱۰) و روچا و همکاران (۲۰۱۱) بود که فقدان شنوایی تغییراتی در عملکرد آزمودنی‌ها ایجاد نکرد (۱۶،۲۸). می‌توان این نتیجه را با روش اجرای تحقیق حاضر توجیه کرد. شاید با تغییر روش دستکاری بازخورد شنوایی برای مثال ارائه بازخورد از طریق کدهای شنوایی^۱ به‌عنوان راهنما در ایجاد حرکت به وسیله کامپیوتر (۱۴)، بتوان بر اجرای الگوهای هماهنگ حرکتی تأثیر گذاشت. در تحقیقات قبلی هنگامی که بازخورد شنوایی به‌طور آزمایشگاهی دستکاری می‌شد، به‌طور مثال تأخیر یا تحریفی در آن ایجاد می‌شد، عملکرد حرکتی به‌طور معناداری تحت تأثیر قرار می‌گرفت (۴۵) که به‌نظر می‌رسد این اثر به‌دلیل نحوه طراحی تحقیق باشد و نوع دستکاری بازخورد شنوایی که به‌صورت تأخیری یا تحریفی ارائه می‌شد (۱۴،۴۵).

در مورد دستکاری سرعت می‌توان گفت که افزایش سرعت اجرای حرکات به‌طور واضح بر اجرای الگوی حرکتی خارج مرحله^۰ اثر دارد، اما بر الگوی درون مرحله^۰ اثری ندارد. با افزایش سرعت از آهسته به تند، الگوی خارج مرحله دچار تخریب شد و با تغییرپذیری بیشتر و کاهش دقت اجرا شد. الگوی درون مرحله^۰ در شرایط سرعت‌های مختلف پایدار باقی ماند. این نتیجه تکرار نتایج تحقیقات قبلی (۲۱،۲۳،۳۳) بود. این یافته، مبین این نکته بود که الگوهای حرکتی درون مرحله استوارتر از الگوهای حرکتی خارج مرحله هستند و تغییر در سرعت اجرا تنها بر الگوی خارج مرحله اثر دارد، بدین معنا که کمتر از الگوی خارج مرحله از دستکاری سرعت اثر پذیرفته‌اند. این مسئله در تحقیقات متنوع و توسط بسیاری از محققان بارها مطرح شده است (۹،۲۱،۳۳). تحقیقات اخیر نشان داده‌اند که نقش و سهم حس عمقی و بینایی در اجرای حرکتی بسیار منعطف است و به موقعیتی بستگی دارد که تکلیف در آن اجرا می‌شود (۵، ۹، ۳۲). به‌طور کلی می‌توان گفت که هماهنگی دودستی به‌وسیله سطوح بالا (مراکز برنامه‌ریزی حرکتی مانند قشر پیش‌حرکتی، مکمل و ...) و نه اندام مجری، کنترل می‌شود، که جلوگیری از تعامل حسی به‌وسیله دستکاری حواس سبب اختلال در اجرای الگوهای هماهنگی دودستی می‌شود (۲۴، ۲۷). در اجرای الگوهای درون مرحله و خارج مرحله هماهنگی دودستی نقش حس عمقی به نسبت حواس دیگر مهم‌تر بود. این نتیجه مخالف با یافته تحقیق لاریو^۲ و همکاران (۱۹۹۵) بود که اظهار کردند نقش شنوایی و بینایی با حس عمقی در اجرای حرکات یکسان است (۲۶). به‌عنوان توجیه

1. Discrete auditory cues

2 . Larue

این نتیجه می‌توان گفت که تغییرات وزن حسی به وضعیت هدف، چگونگی و کیفیت هدف اجرای حرکات بستگی دارد (۱۷). براساس نتایج تحقیق حاضر می‌توان گفت که تکلیف هماهنگی دودستی مورد بررسی در تحقیق حاضر یک تکلیف به حس عمقی وابسته است. در این تحقیق دستکاری حس عمقی بیشترین تأثیر را بر اجرای الگوهای حرکتی داشت و دستکاری آن موجب بیشترین خطا شد. این نتایج موافق با نتایج تحقیقاتی است که حس عمقی را بر اجرای حرکات مؤثر می‌دانند (۳،۴،۳۴)، (۳۵،۳۹). یک تفسیر در توجیه این یافته، نتایج تحقیق سالتر^۱ و همکاران (۲۰۰۴) است که بیان کردند اصطکاک موجود در تکلیف خطی هماهنگی دودستی و برگشت حرکتی در صفحه افقی این تکلیف سبب می‌شود که آزمودنی‌ها به‌طور مستقیم به بازخورد حس عمقی حاصل از اندام فوقانی خود توجه کنند و بازخورد بینایی و شنوایی را نادیده بگیرند (۳۱). علاوه بر این، ورچونو^۲ و همکاران (۱۹۹۹) اظهار کردند که بازخورد حس عمقی نقش آگاهی‌دهنده همزمانی^۳ در جفت کردن بین عضوها برای اجرای الگوهای درون‌مرحله و خارج‌مرحله بازی می‌کند (۴۱،۴۲). در مقابل، تکالیف هماهنگی دودستی دیگر مانند ترسیم دایره در یک مسیر ممکن است بیشتر به بینایی وابسته باشد (۲۳). به‌نظر می‌رسد که این تناقض‌ها در ماهیت تکلیف موجب تفاوت در نتایج تحقیقات شده است. به‌طور کلی اگرچه تحقیق حاضر از نظریه سیستم‌های پویا حمایت می‌کند، با نظریه‌هایی مانند حلقه بسته (۱) که نقش بازخورد حسی را در حرکت مهم می‌داند نیز همخوان است. در آخر به‌دلیل اینکه رشد حواس مختلف دارای روند خاص خود است (۲۵)، پیشنهاد می‌شود در آینده تحقیقی در زمینه بررسی حواس مختلف بر اجرای الگوهای هماهنگی حرکتی در رده‌های سنی مختلف انجام گیرد. همچنین، به‌دلیل اینکه روش‌های مختلفی برای دستکاری حس عمقی وجود دارد، پیشنهاد می‌شود که از دیگر روش‌ها مانند دستکاری حس عمقی با روش وقفه عصبی^۴ (۲) و دستکاری حس عمقی با روش ایجاد کم‌خونی موضعی^۵ (۱۲) استفاده شود و مقدار اثر آنها بر اجرای الگوهای حرکتی هماهنگ بررسی و مقایسه شود.

-
1. Salter
 2. Verschueren
 3. Online monitoring
 4. Nerve block technique
 5. Ischaemia

منابع و مأخذ

۱. اشمیت، ریچارد ای و لی، تیموتی دیی (۱۳۹۱). "یادگیری و کنترل حرکتی" ترجمه رسول حمایت‌طلب و عبدالله قاسمی، چاپ اول، انتشارات علم و حرکت، ص: ۲۲۷.
۲. مگیل، ریچارد ای (۱۳۸۶). "یادگیری حرکتی مفاهیم و کاربردها". ترجمه سید محمد کاظم واعظ موسوی و معصومه شجاعی، چاپ اول، انتشارات بامداد کتاب، ص: ۱۰۰.
3. Baldissera F, Cavallari P, & Tesio L (1994). "Coordination of cyclic coupled movements of hand and foot in normal subjects and on the healthy side of hemiplegic patients". *Neural, dynamical and cognitive constraints*. PP: 229-42.
4. Baldissera, E, Cavallari, P, Marini, G & Tassone, G (1991). "Differential control of in-phase and anti-phase coupling of rhythmic movements of ipsilateral hand and foot". *Experimental Brain Research*, 83, PP: 375-380.
5. Bogaerts, H, Swinnen, S, P (2001). "Spatial interaction during bimanual coordination patterns: the effect of directional compatibility". *Human movement science* 13, PP: 3-28.
6. Bonnard M, Pailhous J (1999). "contribution of proprioceptive information to preferred versus constrained space to me behavior in rhythmical movements". *Experimental brain research*. 128, PP: 568-72.
7. Cardoso de oliveira, barthelemy S (2005). "visual feedback reduces bimanual coupling of movement amplitudes, but not directors". *Experimental brain research*. 162, PP: 78-88.
8. Carson, R.G, riek, S, smethurst, F, lison, P (2000). "Neuromuscular-skeletal constrains upon the dynamics of unimanual and bimanual coordination". *experimental brain research*. 131, PP: 196-214.
9. Ceux, T, Gilles Montagne, Martinus J Buekers (2010). "The integration of temporally shifted visual feedback in a synchronization task: The role of perceptual stability in visuo-proprioceptive conflict situation". *Human Movement Science* 29, PP: 893-909.
10. Cordo P, bevan L, gurfinkel V, carlton L, carton M, kerr G (1995). "Proprioceptive coordination of discrete movement sequences: mechanism and generality". *Canadian journal physio pharmacol*, 73, PP: 305-15.
11. Fontaine R, Lee T, swinnen K (1997). "Learning a new bimanual coordination pattern : reciprocal influences of intrinsic and to be learned patterns". *Canadian journal of experimental psychology*, 51: 1, PP: 1-9.
12. Gandevia, S, Smith, J, Crawford, M, Proske, U, Taylor, L (2006). "Motor commands contribute to human position sense". *journal physiology*, 571. PP: 703-710.
13. Ghez C, sainburg R (1995). "proprioceptive control of interjoint coordination". *Canadian journal physio pharmacol*. 73, PP: 273-84.
14. Ghez, G, Thnassis, R, Luke Dubois, Perry R, Cook (2000). "An Auditory display system for aiding interjoint coordination". *Theoretical computer science*. volume 255, issues 1-1, PP: 43-65.

15. Goodwin, G. Closkey, M. and P. B. Matthews (1972). "The contribution of muscle afferents to kinaesthesia shown by vibration induced illusions of movement and by the effects of paralyzing joint afferents". *Brain*, 95 (4), PP: 705-48.
16. Grillo, E Almeida, Q, Lee, T and Verdolini A, K (2010). "Do vision and audition influence bimanual timing coordination for in-phase and anti-phase patterns in a linear slide task?" *The open sports science journal*, 3, PP: 105-110.
17. Henriques, D, Y, P, Cressman, E, K (2012). " Visuomotor Adaptation and Proprioceptive Recalibration." *Journal of motor behavior*, volume, 44, PP: 435-444. 12.
18. Hodges N, J, Lee TD (1999) " The role of augmented information prior to learning a bimanual visual motor coordination task: do instructions of the movement pattern facilitate learning relative to discovery learning ?" *Brain Journal psychology*. 90, PP: 389-403.
19. Jackson GM, Jackson SR ,Newport R, Harvey M (2002). " Coordination of bimanual movements in centrally deafferented patient executing open loop reach-to-grasp movements." *Acta psychology*. 110, P: 231-46.
20. Kelso, J, A, S (1981). " On the oscillatory basis of movement." *Bull psuch*, 18 (63), P: 9.
21. Kelso, J, A, S (1984). " Phase transitions and critical behavior in human bimanual coordination." *American journal of psychology*. 15, PP: 1000-1004.
22. Kelso, J, A, S (1997). " Relative timing in brain and behavior : some observations about the generalized motor program and self organized coordination dynamics". *Human movement science*. 16, PP: 453-60.
23. Kelso, J, A, S and Tuller, B. (1984). "Converging evidence in support of common dynamical principles for speech and movement coordination". *American Journal of Physiology*, 246, PP: 928-935.
24. Lagarde, J. Zelic, G, Mottet, D (2012). " Segregated audio-tactile events destabilize the bimanual coordination of distinct rhythms". *Experimental brain research* 219, PP: 409-419.
25. Lantero, A., Ringenbach. D (2007). "Developmental differences in the use of visual information during a continuous bimanual coordination task". *Journal of motor behavior*. 39, PP: 139-155.
26. Larue J, Chantal B, Michelle F, Teasdale, N Paillard, J Forget, R and Lamarre, Y (1995). "Is proprioception important for the timing of motor activities?" *Canadian journal physiology and pharmacology*. 73 (2), PP: 255-61.
27. Mechsner, F, Kerzel, D, Knoblich, G and Prinz, W (2001). " Perceptual basis of bimanual coordination." *Nurture*, 414 (1), PP: 69-73.
28. Roche, Anna Maria Wilms Floet, Jane E, Clark, Jill Whitall (2011). " Auditory and visual information do not affect self- paced bilateral finger tapping in children with DCD". *Human movement science* 30, PP: 658-671.
29. Sabine, M, Verschueren, Stephan P. Swinnen, Paul, J, Cordo, Natalia, V. Dounskaia (1999). "Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing". *Experimental Brain research*. 127, PP: 171-181.

30. Sainburg RL, poizner H, ghez C (1993). "Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination". *Journal of neurophysiol.*70, PP: 2136-47.
31. Salter J, wishart, L, Lee, T, simon, D (2004). "Perceptual and motor contributions to bimanual coordination". *neuroscience letters* 363 ,PP:102-107.
32. Sarlengna, R, Nicole Malfait, Lionel Bringoux, Christoph Bourdin (2010). "Force- field adaptation without proprioception: can vision be used to model limb dynamics?" . *Neuropsychologia*48, PP:60-67.
33. Scholz, j, P and Kelso, J.A.S (1990). "Intentional switching between patterns of bimanual coordination depends on the intrinsic dynamics of the patterns". *Journal of motor behavior.*22,PP:98-124.
34. Serrien DJ, Teasdale N, bard C, fleury m (1996). " Age-related differences in the integration of sensory information during the execution of a bimanual coordination task". *Journal of motor behavior* 28, PP:337-48.
35. Serrien, J. Teasdale, N Chntal Bard, Michelle Fleury (1995). " The adaptation to sensory information in the production of bimanual movement patterns". *Human movement science* 14, PP: 695-710.
36. Steyuers, M, Sabine, M, P, Verchueren (2001). "Proprioceptive control of cyclical bimanual forearm movements across different movement frequencies as revealed by means of tendon vibration". *Experimental brain research.*140, PP:326-334.
37. Swinen, S, de Pooter, A, Delrue, S (1991). " Moving away from the in phase attractor during bimanual oscillations". *Studies in perception and action*, PP:315-319).
38. Swinnen SP, Steyvers M, Van Der Bergh L, Stelmach GE (2000). " Motor learning and Parkinson s disease : Refinement of within- limb and between- limb coordination as a result of practice". *Behavior brain research*, 111, PP:45- 59.
39. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, & P. Casaer (1995). " Interlimb coordination: Neural, dynamical, and cognitive constraints" (pp. 229-242). this volume grew out of a meeting entitled: *The control and modulation of patterns of interlimb coordination: A multidisciplinary perspective*. Held at catholic university of Louvain, Belgium, Academic Press.
40. Swinnen, S, Jardin, K, Meulenbroek, N, Dounskaia, M, Brandt, H (1997). " Egocentric and allo-centric constraints in the expression of patterns of inter-limb coordination." *Neuroscience journal.* 9 (3), PP:348-77.
41. Verschueren, S Swinen, P, Cordo , P , Dounskaia, N (1999a). "Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing". *Experimental brain research*, 127 (2), PP:171-81.
42. Verschueren, S Swinen, P, Cordo , P , Dounskaia, N (1999b). "Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing". *Experimental brain research*, 127 (2). PP:182-192.
43. Welsh, T, Almeida, Q and lee T (2005). " The effect of postural stability and spatial orientation of the upper limbs on interlimb coordination". *experimental brain research.*161, PP:265-275.

-
44. Zanone PG, Monno A, Temprado JJ, Laurent M (2001). " Shared dynamic of attentional cost and pattern stability in the control of bimanual coordination". Human movement science. 20, PP:765-89.
 45. Zatorre, R, Chen, L, Penhune, V (2007). " when the brain plays music: auditory-motor interactions in music perception and production". Nature publishing group. 8 (7), PP:547-58.