رفتار حرکتی شماره ۳۳، پاییز ۱۳۹۷، صص ۱۴۸-۱۲۵

نقش کینماتیک‌های شنیداری حرکت در بازتولید و یادگیری مشخصات فضایی الگوی حرکت

حسام رمضان‌زاده [۱]

۱. استادیار رفتار حرکتی، گروه علوم ورزشی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه دامغان

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۱۶ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۲/۱۵

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر سانیفیکیشن حرکت (تبدیل مشخصات کینماتیک یا کینتیک حرکت به صدا) همراه با الگوی بینایی بر بازتولید و یادگیری مشخصات فضایی الگوی حرکت بود. تعداد ۳۰ آزمودنی به‌صورت دردسترس انتخاب شدند و به‌صورت تصادفی در سه گروه الگودهی بینایی، الگودهی بینایی-شنوایی (تک‌کانالی) و الگودهی بینایی-شنوایی (دوکانالی) قرار گرفتند. افراد در گروه بینایی، الگوی پرتاب آزاد بسکتبال فرد ماهری را تماشا می‌کردند و افراد در گروه‌های بینایی-شنوایی، هم‌زمان با الگوی بینایی، سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج (گروه تک‌کانالی) و سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ (گروه دوکانالی) را به‌صورت سانیفیکیشن دریافت می‌کردند. در مرحلهٔ اول، الگوی موردنظر پنج مرتبه ارائه شد و بلافاصله پس از هر بار، هر سه گروه مشابه با الگو را اجرا کردند (بازتولید). سپس، گروه‌ها در مراحل پیش‌آزمون، اکتساب (چهار جلسه، ۱۶۰ کوشش) و یادداری (۴۸ ساعت بعد) شرکت کردند. در همهٔ مراحل، الگوی سرعت زاویه‌ای و مسافت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ افراد بر الگوی فرد ماهر منطبق شد و ریشهٔ میانگین مجذور خطا محاسبه شد. درنهایت، سه خطا شامل خطای فضایی سرعت زاویه‌ای، خطای فضایی مسافت زاویه‌ای و خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلشکن مفاصل آرنج و مچ به‌دست آمد. نتایج نشان داد که در مرحلهٔ بازتولید، در متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای ($P = 0.042$) و در آزمون‌های اکتساب و یادداری، در هر سه خطای ذکرشده بین گروه‌ها تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دو حسی وجود دارد ($P < 0.05$). نتایج این پژوهش بر نقش مهم کینماتیک‌های شنیداری حرکت در متغیرهای فضایی الگوی حرکت و عملکرد نهایی افراد تأکید می‌کند.

واژگان کلیدی: سانیفیکیشن، الگودهی بینایی- شنوایی، خطای فضایی الگوی حرکت، شوت جفت بسکتبال

* نویسندهٔ مسئول Email: h.ramezanzade@du.ac.ir

مقدمه

استفاده از گوش در ادراک مرتبط با حرکت می‌تواند به طیف گسترده‌تری از اطلاعات منجر شود که دقت اطلاعات دریافتی را برای حمایت از یادگیری حرکتی ارتقا می‌دهد (۱). بینایی تفکیک‌پذیری فضایی بیشتری دارد؛ ازاین‌رو، به تکالیف فضایی مسلط است؛ درحالی‌که شنوایی تفکیک‌پذیری زمانی بیشتری دارد؛ بنابراین، به تکالیف زمانی مسلط است (۱). در پژوهش‌های بسیاری، اثر مداخلات مبتنی بر صدا در اکتساب و بازتولید حرکات ریتمیک ساده که اساس آن‌ها زمان‌بندی است، حمایت و تأیید شده است (۲). پژوهش دودی[1] و همکاران (۳) در جابه‌جایی موانع چوبی در یک توالی و زمان ازپیش‌تعیین‌شده، پژوهش لیا[2] و همکاران (۴) در اثر الگوی شنیداری بر زمان‌بندی نسبی و مطلق و پژوهش‌های دیگر، نقش بااهمیت اطلاعات شنوایی را در دقت زمانی عملکرد تأیید کرده‌اند (۸، ۷، ۶، ۵). برخی دیگر از پژوهش‌ها علاوه‌براینکه اثر اطلاعات شنیداری را بر عملکرد تأیید کرده‌اند، نشان داده‌اند که گوش‌دادن به توالی‌های ریتمیک صدا فعالیت نواحی حرکتی را در مغز افزایش می‌دهد (۱۱، ۱۰، ۹) پیزامیگلیو[3] و همکاران (۱۲) نشان دادند صداهای مربوط به عمل به‌ویژه صداهایی که با حرکات انسان تولید می‌شوند، مناطق حرکتی و پیش‌حرکتی را فعال می‌کنند؛ درحالی‌که صداهای دارای ماهیت متفاوت مانند صداهای محیطی یا نویزها این فعال‌سازی را ایجاد نمی‌کنند.

افزون‌براین، مشخص شده است که تغییر بینایی به‌وسیلهٔ شنوایی با محدودشدن به جنبه‌های زمانی محرک بینایی محدود نمی‌شود. سازمان‌دهی ادراک شنوایی می‌تواند بر سازمان‌دهی ادراک در حیطهٔ بینایی اثر بگذارد. یک صدای ناگهانی همراه با ارائهٔ فلش نورانی می‌تواند کشف فلش نور متعاقب آن را در مقایسه با زمانی‌که فلش نورانی به‌تنهایی (بدون صدا) ارائه می‌شود، توسعه دهد (۱۳). اخیراً، نشان داده شده است که شدت دریافت محرک بینایی به‌وسیلهٔ حضور صدا افزایش یافته است و همراه‌شدن شنیداری با بینایی، به‌طور شفاف به توسعهٔ دریافت اطلاعات بینایی منجر می‌شود (۱۴).

با اینکه بیشتر مطالعات در حیطهٔ پژوهش‌های پایه واقع شده‌اند، مطالعات کاربردی در حیطهٔ رفتار حرکتی درشت پیچیده (همچون مهارت‌های حرکتی) نیز انجام شده‌اند. بیشتر این پژوهش‌ها در ارتباط با ادراک زیستی حرکت و حس بینایی هستند (۱۷-۱۵)؛ اما پژوهش‌های دیگری نیز وجود دارند که برای بررسی اثر صداهای طبیعی یا ساختگی حرکت انسان بر ادراک و عملکرد حرکتی، از سانفیکیشن[4] استفاده کردند. سانیفیکیشن تبدیل مشخصات کینتیک یا کینماتیک حرکت انسان به الگوهای شنیداری است. پژوهش‌های انجام‌شده در این حیطه نشان می‌دهند که استفاده از

1. Doody
2. Lai
3. Pizzamiglio
4. Sonification

سانیفیکیشن مشخصات حرکت به‌صورت بازخورد هم‌زمان (بازخورد شنیداری هم‌زمان درخصوص چگونگی اجرای فرد براساس عملکرد خود فرد) یا الگودهی (ارائهٔ الگوی حرکت فرد دیگر)، به‌تنهایی یا همراه با الگوی بینایی به توسعهٔ ادراک (۲۳- ۱۸) و بازتولید (۲۷ - ۲۴، ۱۹) منجر خواهد شد. همچنین، پژوهش‌های دیگری اثر بازخورد هم‌زمان یا الگودهی سانیفیکیشن حرکت را بر عملکرد بررسی کردند. پژوهش‌های اولیه روی شنا بودند و مطالعات نشان دادند که انواع مختلفی از سانیفیکیشن هم‌زمان، توسعهٔ معناداری را در عملکرد شنای کرال شناگران خبره ایجاد کرد (۲۸). نتایج پژوهش اسچفرت[1] و همکاران (۲۹) نیز نشان داد که در میزان ضربهٔ مشابه، سرعت قایق درهنگام استفاده از سیستم بازخورد هم‌زمان سانیفیکیشن نسبت به نبود آن به‌طور معناداری بالاتر بود. همچنین، آگوستینی[2] و همکاران (۳۰) نشان دادند که ورزشکاران قادر بودند از الگوهای شنوایی پرتاب چکش برای توسعهٔ عملکردشان استفاده کنند. در پژوهش دیگری، گالمونته[3] و همکاران (۳۱) از سانفیکیشن برای ارائهٔ ابعاد کلیدی عملکرد شنا استفاده کردند و مدل مطلوب به‌وسیلهٔ الگوهای صدای سیکل ضربه‌های مؤثرتر ایجاد شد که به‌وسیلهٔ یک شناگر با همکاری مربی‌اش انتخاب شد. مورجیا[4] و همکاران (۳۲) نیز مدل‌های شنوایی را برای هدایت وزنه‌بردار خبره درطول تمرین پرس سینهٔ یک تکرار بیشینه ایجاد کردند. نتایج نشان داد که میانگین نیروی اعمال‌شده در شرایط تحریک شنوایی به‌طور معناداری بیشتر از شرایط کنترل بود. ورزش‌های دیگر همچون کاراته (۳۳) و اسکی (۳۴) نیز بررسی شدند؛ بااین‌وجود، در هر دو مورد، پژوهشگران متغیرهای عملکردی عینی را اندازه‌گیری نکردند. درمقابل، ارزیابی‌های ذهنی ورزشکاران از اثرگذاری بالقوهٔ سانیفیکیشن در توسعهٔ عملکرد فرد ارزیابی شد و نتایج امیدوارکننده‌ای به‌دست آمد.

باوجود این پژوهش‌ها، هنوز درخصوص چگونگی اثرگذاری الگوهای شنیداری (همچون سانیفیکیشن) بر عملکرد (و به‌ویژه یادگیری) اطلاعات چندانی وجود ندارد و دو موضوع مهم است که هنوز پژوهشگران توجه جدی به آن‌ها نکرده‌اند. اول اینکه، بیشتر پژوهش‌ها به مطالعهٔ اثرگذاری مداخلات مبتنی بر صدا بر ادراک و عملکرد پرداخته‌اند و پایداری عملکرد را مطالعه نکرده‌اند؛ اگرچه برخی دیگر از پژوهش‌ها سودمندی مداخلات مبتنی بر صدا را بر یادگیری نشان داده‌اند (۳۵، ۲۷، ۲۵، ۲۲). دوم، پاسخ به این سؤال است که الگوهای شنیداری چگونه به توسعهٔ عملکرد منجر می‌شوند؟ پژوهش‌های علم عصب‌شناختی روی سیستم سلول‌های آینه‌ای، مکانیسم‌های بینایی شرکت‌کننده در یادگیری

1. Schaffert
2. Agostini
3. Galmonte
4. Murgia

حرکتی را مشخص کرده است؛ اما سلول‌های آینه‌ای تنها در حیطهٔ بینایی درگیر نیستند. شواهد دیگر وجود دارند که نشان می‌دهند سلول‌های آینه‌ای به درونداد‌های شنوایی به‌اندازهٔ درونداد بینایی پاسخ می‌دهند (۳۶)؛ بنابراین، فرضیهٔ وجود نورون‌های آینه‌ای بینایی-شنوایی درخصوص نحوهٔ اثرگذاری الگوهای شنیداری بسیار محتمل است. درحقیقت، به‌دلیل وجود نورون‌های آینه‌ای شنیداری، شنیدن صدای مربوط به الگوی حرکت می‌تواند به‌اندازهٔ دیدن آن الگو به یادگیری منجر شود (۳۶). علاوه‌براین و همان‌طورکه قبلاً بیان شد، تعدادی از پژوهش‌ها اثر مثبت الگوهای شنیداری را بر عملکرد نشان داده‌اند. همچنین، همان‌طورکه پیش از این مطرح شد، پژوهش‌های پایه نشان دادند که الگوهای شنیداری به توسعهٔ ساختار زمانی حرکت منجر می‌شوند. علاوه‌براین، پژوهش‌های نیز وجود دارند که اثر الگوهای شنیداری را بر ساختار زمانی الگوهای حرکتی پیچیده مطالعه کرده‌اند. رمضان‌زاده و همکاران (۳۵) اثر سانیفای‌کردن الگوی بینایی را بر زمان‌بندی نسبی الگوی حرکتی مفصل آرنج در مهارت شوت جفت بسکتبال بررسی کردند. آن‌ها الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج را به‌صورت سانیفیکیشن همراه با الگوی دیداری به افراد ارائه کردند. نتایج آن‌ها نشان داد که ازبین دو گروه بینایی و بینایی- شنوایی، گروه بینایی- شنوایی خطای زمان‌بندی نسبی کمتری را هم در جابه‌جایی زاویه‌ای و هم در سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج نسبت به گروه بینایی داشت (۳۵). بخش بزرگی از یافته‌های رفتاری روی یکپارچگی چندحسی و اثرگذاری الگوهای شنیداری می‌تواند توسط فرضیهٔ تناسب‌حسی[1]تبیین شود. این فرضیه ادعا می‌کند حسی که در ارتباط با تکلیف داده‌شده مناسب‌ترین یا معتبرترین است، حسی است که بر ادراک درزمینهٔ آن تکلیف مسلط است. بینایی تفکیک‌پذیری فضایی بالاتری دارد؛ ازاین‌رو، در تکالیف فضایی مسلط است؛ درحالی‌که شنوایی تفکیک‌پذیری زمانی بالاتری دارد؛ بنابراین، در تکالیف زمانی مسلط است (۳۷). اما آیا توسعهٔ ساختار زمانی حرکت به‌تنهایی برای توسعهٔ عملکرد کفایت می‌کند؟ می‌دانیم که هر حرکت شامل هر دو مشخصات فضایی و زمانی است و هر دوی این متغیرها درهنگام یادگیری مهارت‌های حرکتی باید موردتوجه قرار گیرند؛ بنابراین، سؤال پژوهش حاضر این است که آیا الگوهای شنیداری (به‌صورت سانیفیکیشن) علاوه‌بر مشخصات زمانی، بر مشخصات فضایی الگوی حرکت نیز اثرگذار هستند؟ و اینکه آیا این اثرگذاری بر یادگیری است یا تنها بر عملکرد است؟ منظور از مشخصات فضایی الگوی حرکت، بررسی چگونگی تغییرات الگوی حرکت (سرعت زاویه‌ای یا جابه‌جایی زاویه‌ای) بدون درنظرگرفتن زمان‌بندی نسبی یا زمان کلی اجرای حرکت است.

ازآنجایی‌که انسان در یک محیط چندحسی رشد کرده است، دارای یک مغز چندحسی است؛ بنابراین، پژوهشگران بسیاری پیشنهاد کرده‌اند که یادگیری در یک محیط چندحسی بهتر اتفاق می‌افتد.

1. Modality Appropriateness Hypothesis

پژوهشگران معتقدند که آستانهٔ فعال‌سازی عصبی به‌وسیله یادگیری چندحسی نسبت به تک‌حسی آسان‌تر حاصل می‌شود و محرک چندحسی، نوعاً دقیق‌تر و سریع‌تر از محرک تک‌حسی دریافت می‌شود؛ اما پژوهش‌های مربوط به آموزش مهارت‌های حرکتی، متأسفانه با تأکید بر حس بینایی انجام شده‌اند و به یادگیری در یک محیط چندحسی کمتر بها داده شده است؛ بنابراین، ضرورت انجام این پژوهش در مطالعهٔ اثر ارائهٔ محرک‌ها به‌صورت چندحسی (دیداری و شنیداری) بر عملکرد و یادگیری مهارت است.

روش پژوهش

۳۰ دانشجو با میانگین سنی ۲۰/۲ سال به‌صورت دردسترس انتخاب شدند. همهٔ شرکت‌کنندگان راست‌دست بودند (بنا بر گزارش خود شرکت‌کنندگان)، هیچ تجربه‌ای در شوت جفت بسکتبال یا پرتاب آزاد بسکتبال نداشتند و فرم‌های رضایت آگاهانه را تکمیل کردند. ۳۰ شرکت‌کننده به‌طور تصادفی در سه گروه الگودهی بینایی، الگودهی بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) و الگودهی بینایی-شنوایی (دوکانالی) قرار گرفتند. در این پژوهش، الگوی سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ اجراکنندهٔ ماهر سانیفای شد و به گروه‌های آزمایشی ارائه شد. سه گروه آزمایشی شامل گروه الگوی بینایی، الگوی بینایی- شنیداری (مفصل آرنج) و گروه بینایی- شنیداری (مفاصل آرنج و مچ به‌طور هم‌زمان) بودند. درنهایت، الگوی فضایی جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ شرکت‌کنندگان (بدون درنظرگرفتن زمان اجرای حرکت) با الگوی ماهرانهٔ ارائه‌شده به آن‌ها مقایسه شد.

در اجرای شوت جفت بسکتبال، بسیاری از مفاصل و پارامترهای کینماتیکی (به‌عنوان‌مثال، مسافت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای) درگیر هستند؛ بااین‌وجود، در این مطالعه، مفاصل آرنج و مچ و پارامتر سرعت زاویه‌ای برای سانیفیکیشن انتخاب شدند؛ البته درهنگام تحلیل هر دو مفصل آرنج و مچ، هر دو پارامتر کینماتیکی مسافت زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای را بررسی کردیم. انتخاب مفاصل آرنج و مچ به دو دلیل بود: ۱- براساس مطالعهٔ روجاس[1] و همکاران (۳۸) که اعتقاد داشتند الگوی حرکتی مفاصل آرنج و مچ نقشی اساسی در دستیابی به هدف ایفا می‌کند؛ ۲- مشورت با دو مربی بسکتبال. سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ (برای تبدیل به سانیفیکیشن) بدین‌دلیل انتخاب شد که درک آن ازطریق بینایی دشوارتر است. سرعت زاویه‌ای و مسافت زاویه‌ای هر دو می‌توانند به‌وسیلهٔ بینایی درک شوند؛ اما درک سرعت زاویه‌ای ازطریق بینایی دشوارتر است. ازآنجایی‌که سرعت، تغییرات مسافت در واحد زمان است و تغییرات زمانی به‌خوبی به‌وسیلهٔ گوش‌ها تشخیص داده می‌شوند

1. Rojas

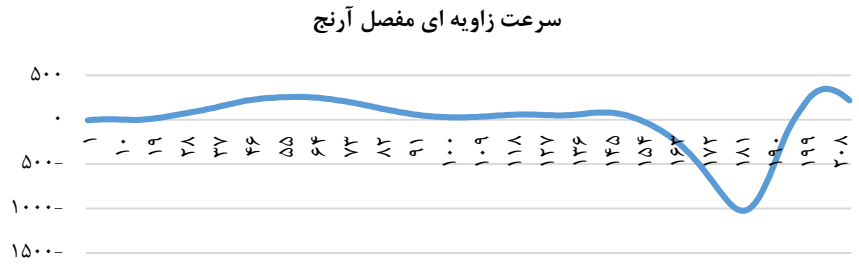
و گوش‌ها در تشخیص‌های زمانی بسیار دقیق‌تر از چشم‌ها هستند، تصمیم گرفته شد که سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ ازطریق شکل خاصی از صدا (سانیفیکیشن) همراه با الگوی دیداری به افراد ارائه شود.

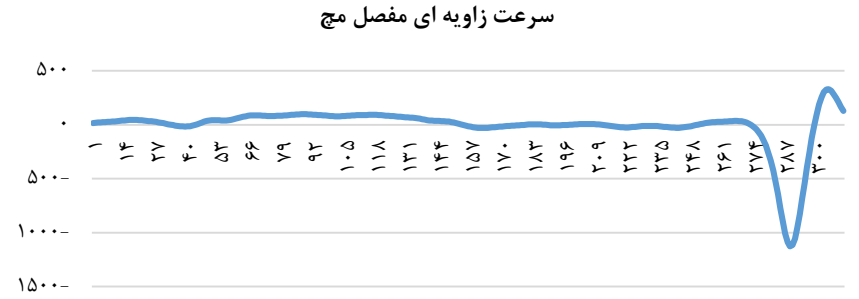
برای الگوی بینایی از یک بسکتبالیست ماهر با ۱۵ سال سابقهٔ ورزشی استفاده شد. الگوی ماهرانه از مقابل و با زاویهٔ ۲۰ درجه نسبت به صفحهٔ فورونتال ضبط شد. الگوی فرد ماهر به‌صورت کامل و بدون هیچ تغییری یا دستکاری به افراد ارائه شد. الگوی انتخاب‌شده دارای سه ویژگی بود: ۱- به امتیاز منجر شده بود؛ ۲- توسط خود فرد ماهر تأیید شد؛ ۳- توسط دو مربی بسکتبال تأیید شد.

منظور ایجاد الگوی شنیداری، قبل از اجرای شوت جفت بسکتبال به‌وسیلهٔ فرد ماهر، مارکرهایی روی مناطق خاصی از دست، مچ، آرنج و شانه نصب شدند. اطلاعات مربوط به حرکت مدل (مسافت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ دست) به‌وسیلهٔ دستگاه تحلیل حرکت (نسخهٔ ۲/۵، ساخت شرکت تحلیل حرکت، هشت دوربین) جمع‌آوری شد و به‌وسیلهٔ نرم‌افزار کورتکس تحلیل شد. درنهایت، سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ فرد ماهر براساس نسبت مسافت زاویه‌ای به زمان محاسبه شد و برای ایجاد الگوهای شنیداری استفاده شد. برای سانیفای‌کردن داده‌های مربوط به سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ اجراکنندهٔ ماهر از نرم‌افزار سانیفیکیشن ساندباکس[1]استفاده شد. این نرم‌افزار یک ابزار منعطف و چندرسانه‌ای را فراهم می‌کند که اطلاعات را به گراف شنوایی- توصیفی تبدیل می‌کند. پس از واردکردن اطلاعات به نرم‌افزار می‌توان مشخصات صوت را ازجمله زیروبمی[2] طنین[3] حجم[4] و پیوستگی[5]صدا تنظیم کرد. شکل شمارهٔ یک سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ را در ارتباط با مراحل مختلف اجرای شوت جفت بسکتبال نشان می‌دهد.

آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی در سه گروه الگودهی بینایی، الگودهی بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) و الگودهی بینایی- شنوایی (دوکانالی) قرار گرفتند. در گروه اول (الگودهی بینایی)، آزمودنی‌ها الگوی فرد ماهری را مشاهده می‌کردند. در گروه‌های دوم و سوم، آزمودنی‌ها هم‌زمان با تماشای الگوی ماهر، سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج (گروه دوم) و سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ را (گروه سوم) نیز به‌صورت سانیفیکینش با ویژگی‌های مشخص دریافت می‌کردند.

1. Sandbox Sonification
2. Pitch
3. Timbre
4. Volume
5. Pan





شکل ۱- نمودار سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ مرتبط با مراحل مختلف الگوی اجرا

قبل از شروع کار، آزمودنی‌ها ازنظر صحت بینایی و شنوایی ارزیابی شدند. برای سنجش بینایی از آزمون اسنلن[1]استفاده شد. افرادی که از بینایی ۱۰/۱۰ برخوردار بودند، برای پژوهش انتخاب شدند.

1. Snellen

برای سنجش شنوایی از نرم‌افزار ادیومتر اسکرینیگ[1](شرکت استارکی[2]کانادا) استفاده شد. این نرم‌افزار یک ابزار غربالگری شنوایی در چهار فرکانس ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰ و ۴۰۰۰ هرتز در دو گوش است. این نرم‌افزار در سه گام (پرسیدن سؤال (پنج سؤال)، کالیبره‌کردن و آزمون اصلی (پخش اصوات در چهار فرکانس))، افراد را ازنظر مشکل یا نبود مشکل شنوایی غربالگری می‌کند. افرادی که براساس نتایج حاصل از این آزمون مشکل شنوایی نداشتند، برای پژوهش انتخاب شدند. علاوه‌براین، با استفاده از یک نرم‌افزار قابل‌نصب روی گوشی تلفن‌همراه (حمایت‌شده توسط سیستم اندروید)، دامنهٔ فرکانس شنوایی افراد تعیین شد. این نرم‌افزار با پخش ۲۵ تون صدا (با فرکانس‌های مختلف)، حداقل و حداکثر فرکانس قابل‌شنیدن توسط فرد را تعیین می‌کند. میانگین حداقل فرکانس قابل‌شنیدن در آزمودنی‌ها ۳۸ هرتز و میانگین حداکثر فرکانس قابل‌شنیدن در آزمودنی‌ها، ۱۸۹۵۰ هرتز بود. در هر دو این آزمون‌ها، آزمودنی‌ها در محیطی آرام و با استفاده از هدفون، صداها را می‌شنیدند و درمورد شنیدن صدا یا نشنیدن آن پاسخ می‌دادند.

پس از انجام یک مطالعهٔ مقدماتی، برای تعیین تعداد کوشش‌های موردنیاز جلسات تمرین، هر گروه پس از انجام پیش‌آزمون، در مرحلهٔ اکتساب، چهار جلسهٔ ۴۰ کوششی را در چهار روز متوالی اجرا کردند و در انتهای هر جلسه، از آن‌ها آزمون اکتساب گرفته شد. ۴۸ ساعت بعد از آخرین جلسهٔ اکتساب، آزمون یادداری اجرا شد. در آزمون‌های اکتساب و یادداری، همهٔ افراد بدون وجود الگو، مهارت شوت جفت را اجرا کردند. تعداد کوشش‌ها در هرکدام از آزمون‌های اکتساب و یادداری، شش کوشش بود. در جلسات تمرین، به افراد هر گروه به‌ازای هر پنج کوشش، یک بار الگوی موردنظر ارائه می‌شد. افراد در گروه بینایی، الگوی فرد ماهر را تماشا می‌کردند. افراد در گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) هم‌زمان با الگوی بینایی، سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج را به‌صورت سانیفیکیشن دریافت می‌کردند و افراد در گروه بینایی- شنوایی (دوکانالی) هم‌زمان با الگوی بینایی، سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ را به‌صورت سانیفیکیشن دریافت می‌کردند؛ بنابراین، درمجموع، افراد ۱۶۰ کوشش و ۳۲ بار الگوی موردنظر را دریافت می‌کردند. متغیرهای کینماتیکی منتخب (مسافت زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج) در پیش‌آزمون، آزمون اکتساب و آزمون یادداری اندازه‌گیری شدند. جدول شمارهٔ یک برنامهٔ تمرینی و مراحل آزمون را نشان می‌دهد.

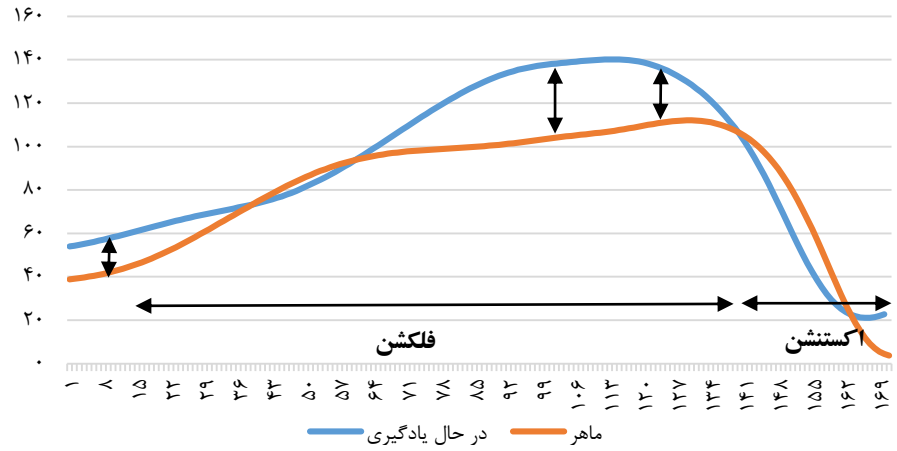
1. Audiometer Screening
2. Starkey

جدول ۱- برنامهٔ تمرینی و مراحل آزمون گروه‌های آزمایشی

مراحل آزمون	الگودهی بینایی	الگودهی بینایی-شنوایی (تک کانالی)	الگودهی بینایی-شنوایی (دو کانالی)
پیش آزمون	شش کوشش	شش کوشش	شش کوشش
جلسه اول	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون
جلسه دوم	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون
جلسه سوم	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون
جلسه چهارم	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون	۴۰ کوشش تمرین شش کوشش آزمون
آزمون یادداری	شش کوشش	شش کوشش	شش کوشش

برای مقایسهٔ مشخصات زمانی و فضایی اجرای سه گروه با فرد ماهر، برنامهٔ جامعی در نرم‌افزار میپل[1] نسخهٔ ۱۵ نوشته شد. این نرم‌افزار پس از تعیین دقیق نقطهٔ شروع و انتهای اجرا، مشخصات زمانی و فضایی حرکت افراد را به‌صورتی‌که در زیر توضیح داده شده است، دراختیار پژوهشگر قرار داده است. برای مقایسهٔ مشخصات فضایی اجرای افراد با فرد ماهر (برای هرکدام از مفاصل)، مسافت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ به دو بخش تقسیم شد. سپس، هرکدام از این بخش‌ها ازنظر زمانی بر بخش متناظر فرد ماهر منطبق شدند. سپس، از ریشهٔ میانگین مجذور خطا برای مقایسهٔ بخش‌های متناظر اجرای افراد با اجرای فرد ماهر استفاده شد. برای مسافت زاویه‌ای، مجموع خطای بخش اول و دوم (فلکشن و اکستنشن) نمایندهٔ خطای فضایی مسافت زاویه‌ای[2]است. شکل شمارهٔ دو چگونگی انجام تحلیل‌های فضایی را برای مسافت زاویه‌ای مفصل آرنج نشان می‌دهد. برای مفصل مچ نیز مشابه با مفصل آرنج، خطای فضایی مسافت زاویه‌ای محاسبه شد.

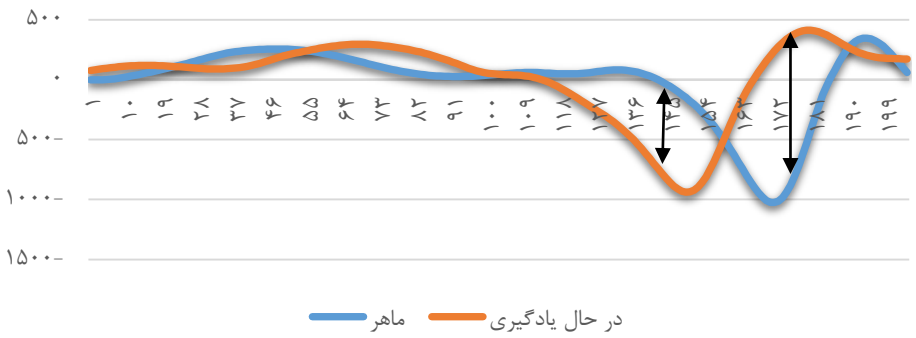
1. Maple
2. Spatial Error of the Angular Distance (SEAD)



شکل ۲- تحلیل فضایی الگوی مسافت زاویه‌ای مفصل آرنج

برای مقایسهٔ مشخصات فضایی سرعت زاویه‌ای بدین‌گونه عمل شد که سرعت زاویه‌ای اجرای افراد به چهار بخش تقسیم شد (افزایش سرعت فلکشن، کاهش سرعت فلکشن، افزایش سرعت اکستنشن و کاهش سرعت اکستنش). سپس، هرکدام از این بخش‌ها ازنظر زمانی بر بخش متناظر فرد ماهر منطبق شدند. سپس، از ریشهٔ میانگین مجذور خطا برای مقایسهٔ بخش‌های متناظر اجرای افراد با اجرای فرد ماهر استفاده شد. در اینجا نیز چهار عدد حاصل شد که هر عدد نشانگر خطای یکی از بخش‌های حرکت است. مجموع خطای چهار بخش، نمایندهٔ خطای فضایی سرعت زاویه‌ای[1]است. شکل شمارهٔ سه چگونگی انجام تحلیل‌های فضایی را برای سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج نشان می‌دهد. برای مفصل مچ نیز به‌همین‌صورت عمل شد.

1. Spatial Error of the Angular Velocity (SEAV)



شکل ۳- تحلیل فضایی الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج

علاوه‌براین، دو متغیر مهم دیگر حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن مفصل آرنج و حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج نیز محاسبه شدند.

درمجموع، در این پژوهش متغیر مستقل شامل مداخلهٔ تمرینی (ارائهٔ الگوی شنیداری (سانیفیکیشن) مفاصل آرنج و مچ همراه با الگوی دیداری) و متغیرهای وابسته شامل حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن آرنج، حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، خطای فضایی مسافت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ دست بودند.

نتایج

جداول شمارهٔ دو و شمارهٔ سه، به‌ترتیب میانگین و انحراف استاندارد دو متغیر مهم خطای فضایی مسافت زاویه‌ای و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای را برای مفصل آرنج و مچ نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود برای هر دو مفصل آرنج و مچ و در هر سه مرحله بازتولید، اکتساب و یادداری، عملکرد گروه بینایی-شنوایی (تک کانالی) نسبت به سایر گروه‌ها بهتر است. اگرچه گروه بینایی-شنوایی (دو کانالی) نسبت به گروه بینایی-شنوایی (تک کانالی) عملکرد ضعیف‌تری دارد، اما نسبت به گروه بینایی در وضعیت بهتری قرار دارد.

جدول ۲- میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای خطای فضایی جابه‌جایی زاویه‌ای و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج

گروه		بازتولید		آزمون اکتساب		آزمون یادداری	
		SEAV	SEAD	SEAV	SEAD	SEAV	SEAD
بینایی	میانگین	۴۵۲/۲۶	۱۴۰/۲۰	۲۴۹/۱۶	۱۵۸/۳۵	۲۰۴/۶۶	۱۲۰/۷۷
	انحراف‌معیار	۱۰۰/۳۱	۲۷/۱۴	۹۰/۵۰	۴۰/۹۱	۶۰/۶۳	۱۶/۷۱
بینایی- شنوایی (تک‌کانالی)	میانگین	۲۷۹/۱۷	۱۲۱/۵۲	۱۵۰/۷۶	۱۰۱/۳۶	۱۳۳/۲۷	۱۰۱/۷۶
	انحراف‌معیار	۷۵/۴۷	۲۶/۲۲	۶۰/۰۸	۲۶/۷۱	۴۱/۵۰	۱۹/۳۶
بینایی- شنوایی (دوکانالی)	میانگین	۲۳۰/۹۱	۱۴۰/۳۰	۱۹۱/۸۸	۱۲۶/۶۲	۱۴۳/۰۱	۹۹/۱۷
	انحراف‌معیار	۵۹/۸۴	۴۲/۰۵	۷۴/۲۶	۴۰/۰۲	۴۳/۶۷	۱۳/۳۳

جدول ۳- میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای خطای فضایی جابه‌جایی زاویه‌ای و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مفصل مچ

گروه		بازتولید		آزمون اکتساب		آزمون یادداری	
		SEAV	**SEAD**	**SEAV**	**SEAD**	**SEAV**	**SEAD**
بینایی	میانگین	۴۰۱/۷۰	۳۰۵/۶۵	۲۵۶/۱۳	۲۷۴/۶۸	۲۴۹/۱۳	۲۵۰/۳۹
	انحراف‌معیار	۹۸/۱۹	۵۵/۲۲	۵۳/۰۹	۴۹/۱۱	۴۸/۴۵	۶۵/۳۸
بینایی- شنوایی (تک‌کانالی)	میانگین	۲۶۳/۳۵	۲۵۳/۰۲۱	۲۰۲/۶۷	۲۴۳/۸۴	۱۹۲/۵۴	۲۱۵/۱۵
	انحراف‌معیار	۴۷/۶۸	۲۶/۲۲	۲۹/۷۵	۴۶/۱۸	۲۷/۴۳	۴۳/۵۶
بینایی- شنوایی (دوکانالی)	میانگین	۲۸۶/۶۱	۱۴۰/۳۰	۲۵۲/۷۰	۲۵۸/۵۸	۱۹۷/۸۲	۲۳۷/۶۷
	انحراف‌معیار	۳۹/۹۹	۴۲/۰۵	۴۹/۳۵	۴۹/۱۵	۷۴/۷۲	۵۲/۹۸

قبل از مقایسهٔ سه گروه در متغیرهای وابستهٔ مربوط به مفصل آرنج (خطای فضایی جابه‌جایی زاویه‌ای، خطای فضایی سرعت زاویه‌ای، خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن) در آزمون‌های اکتساب و یادداری، عملکرد افراد در پیش‌آزمون با استفاده از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره بررسی شد. نتیجهٔ آزمون نشان داد که اثر گروه در مدل اصلاح‌شده معنادار نیست و بنابراین، در هیچ‌کدام از متغیرهای وابسته بین سه گروه تفاوت معناداری وجود نداشت ($P < 0.05$). جدول شمارهٔ چهار خروجی آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره را برای آزمون‌های بازتولید، اکتساب و یادداری برای مفصل آرنج نشان می‌دهد. همان‌طورکه در جدول شمارهٔ چهار مشاهده می‌شود، در هر سه آزمون بازتولید، اکتساب و یادداری اثر گروه معنادار است و اندازهٔ اثر در هر سه مرحله تقریباً مشابه است.

جدول ۴- آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره برای بررسی اثر گروه در آزمون‌های بازتولید، اکتساب و یادداری مفصل آرنج

اثر	لامبدا	اف	درجه آزادی	معناداری	ضریب اتا
اثر گروه در بازتولید	۰/۳۱۷	۴/۶۵۸	۸	۰/۰۰۱	۰/۴۳۷
اثر گروه در آزمون اکتساب	۰/۳۵۹	۴/۰۱۳	۸	۰/۰۰۱	۰/۴۰۱
اثر گروه در آزمون یادداری	۰/۳۲۳	۴/۵۵۸	۸	۰/۰۰۱	۰/۴۳۲

ازآنجایی‌که اثر گروه در هر سه آزمون معنادار بود، آزمون اثرهای بین‌گروهی برای هرکدام از متغیرهای وابسته اجرا شد. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌سویه برای مقایسهٔ جداگانهٔ متغیرهای وابسته نشان داد که در بازتولید تنها در دو متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود دارد. براساس نتیجهٔ آزمون تعقیبی بونفرونی[1] در متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای آرنج، بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) و گروه بینایی- شنوایی (دوکانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد؛ اما دو گروه بینایی- شنوایی تفاوت معناداری با هم نداشتند. در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد.

در آزمون اکتساب، در سه متغیر خطای فضایی مسافت زاویه‌ای آرنج، خطای فضایی سرعت زاویه‌ای آرنج و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، بین گروه‌ها تفاوت معناداری مشاهده شد. در متغیرهای خطای فضایی مسافت زاویه‌ای آرنج و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای آرنج، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی– شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد؛ اما در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) و نیز بین گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) و گروه بینایی- شنوایی (دوکانالی) تفاوت معناداری به نفع گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) مشاهده شد.

در آزمون یادداری، در هر چهار متغیر خطای فضایی مسافت زاویه‌ای آرنج، خطای فضایی سرعت زاویه‌ای آرنج، خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن آرنج و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن آرنج، بین گروه‌ها تفاوت معناداری مشاهده شد. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در متغیر خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن آرنج، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی)

1. Bonferroni Test

تفاوت معناداری مشاهده شد؛ اما در سه متغیر دیگر، بین گروه بینایی و هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی و دوکانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد.

جدول شمارهٔ پنج خروجی آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره را برای آزمون‌های بازتولید، اکتساب و یادداری برای مفصل مچ نشان می‌دهد.

جدول ۵- آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره برای بررسی اثر گروه در آزمون‌های بازتولید، اکتساب و یادداری مفصل مچ

اثر	لامبدای ویلکز	اف	درجه آزادی	معناداری	ضریب اتا
اثر گروه در بازتولید	۰/۲۹۴	٭۵/۰۶۷	۸	۰/۰۰۰	۰/۴۵۸
اثر گروه در آزمون اکتساب	۰/۵۰۰	٭۲/۴۸۹	۸	۰/۰۲۴	۰/۲۹۳
اثر گروه در آزمون یادداری	۰/۴۸۵	٭۲/۶۱۹	۸	۰/۰۱۸	۰/۳۰۴

ازآنجایی‌که اثر گروه در هر سه آزمون معنادار بود، آزمون اثرهای بین‌گروهی برای هرکدام از متغیرهای وابسته اجرا شد. نتایج آزمون تحلیل واریانس یک‌سویه برای مقایسهٔ جداگانهٔ متغیرهای وابسته نشان داد که در بازتولید تنها در دو متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مچ و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ، بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، نتیجهٔ آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای، بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی و دوکانالی) تفاوت معناداری وجود دارد؛ اما در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معناداری وجود دارد. در آزمون اکتساب نیز تنها در دو متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود دارد. در هر دوی این متغیرها، بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی و دوکانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد.

در آزمون یادداری، در سه متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مچ، خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن مچ و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ، بین گروه‌ها تفاوت معناداری مشاهده شد. نتایج آزمون بونفرونی نشان داد که در متغیرهای خطای فضایی سرعت زاویه‌ای مچ و خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن مچ، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد؛ اما در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ، بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی تفاوت معناداری مشاهده شد.

جدول شمارهٔ شش مقایسهٔ گروه‌ها را درنتیجهٔ پرتاب (دستیابی به امتیاز) در آزمون‌های اکتساب و یادداری نشان می‌دهد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، در هر دو آزمون اکتساب و یادداری، بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود دارد. نتیجهٔ آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد که در آزمون اکتساب، بین گروه

بینایی و گروه بینایی– شنوایی (تک‌کانالی) (P = 0.001) و بین گروه بینایی– شنوایی (دوکانالی) و گروه بینایی – شنوایی (تک‌کانالی)، تفاوت معناداری به نفع گروه بینایی– شنوایی (تک‌کانالی) مشاهده شد (P = 0.045). در آزمون یادداری نیز بین هر دو گروه بینایی– شنوایی (تک‌کانالی) و بینایی– شنوایی (دوکانالی) با گروه بینایی، تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دوحسی وجود دارد (به‌ترتیب، P = 0.002 و P = 0.000)؛ اما گروه‌های بینایی- شنوایی تفاوت معناداری با هم نداشتند.

جدول ۶- نتایج تحلیل واریانس یک‌سویه برای مقایسهٔ امتیاز گروه‌های تمرینی در آزمون‌های اکتساب و یادداری

آزمون	اثر	مجموع مجذورات	درجهٔ آزادی	میانگین مجذورات	اف	معناداری	ضریب اتا
آزمون اکتساب	بین‌گروهی	۶/۱۲۸	۲	۳/۰۶۴	۸/۸۵	۰/۰۰۱	۰/۳۹۶
	درون‌گروهی	۹/۳۴۸	۲۷	۰/۳۴۶			
آزمون یادداری	بین‌گروهی	۳/۴۸۳	۲	۱/۷۴۲	۱۲/۰۲۶	۰/۰۰۱	۰/۴۷۱
	درون‌گروهی	۳/۹۱	۲۷	۰/۱۴۵			

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی اثر یکپارچگی بینایی– شنوایی بر یادگیری مشخصات فضایی الگوی حرکت دست (مفصل آرنج و مچ) مهارت شوت جفت بسکتبال بود. نتایج نشان داد که در مرحلهٔ بازتولید، در هر دو مفصل آرنج و مچ، در الگوی تغییرات سرعت زاویه‌ای (خطای فضایی سرعت زاویه‌ای) بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی و دوکانالی) تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دوحسی مشاهده شد؛ اما در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مفاصل مچ و آرنج، تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معناداری مشاهده شد. به‌طورکلی، نتایج نشان می‌دهد که گروه‌های بینایی- شنوایی در متغیرهای فضایی الگوی حرکت دست شبیه‌تر به الگوی ماهر را اجرا کرده‌اند؛ بنابراین، الگوی سرعت زاویه‌ای که به‌صورت صدا همراه با الگوی بینایی به افراد ارائه شده است، ادراک الگوی سرعت زاویه‌ای مفاصل آرنج و مچ را ارتقا داده است و به یادگیری بهتر این متغیر کینماتیکی (سرعت زاویه‌ای) در اجرای تکلیف منجر شده است. این نتیجه را می‌توان با استفاده از نظریهٔ جفت‌شدن مستقیم تبیین کرد. طبق این نظریه، بازتولید عمل یک فرایند تحریک است که به درک اهداف اعمال مشاهده‌شده منجر می‌شود و به‌طور خودکار این اعمال مشاهده‌شده را درون سیستم حرکتی فرد مشاهده‌کننده، طرح‌ریزی می‌کند. این نظریه ادعا می‌کند

که وجود یک پردازش پایین- بالا یا محرک- تحریک که به‌موجب آن، بازنمایی سطح پایین کینماتیک‌های حرکت مشاهده‌شده، فعال‌سازی سطح بالای مغز را شروع می‌کند، باعث می‌شود اهداف و مقاصد کدگذاری شوند (۳۹). فرضیهٔ جفت‌شدن مستقیم پیشنهاد می‌کند که یک جریان پس-خوراندی از اطلاعات وجود دارد که به‌موجب آن، اطلاعات بینایی مرتبط با عمل در مناطق مغزی پس‌سری- گیجگاهی به داخل لوب آهیانه‌ای خلفی و قشر پیش‌حرکتی جریان می‌یابد (هر دو شامل نورون‌های آینه‌ای هستند) و به بازنمایی حرکتی عمل مشاهده‌شده برای درک اهداف عمل منجر می‌شوند. در گروه‌های دو حسی (بینایی- شنوایی) سرعت زاویه‌ای سانیفای‌شدهٔ مفاصل آرنج و مچ، احتمالاً به تقویت پردازش پایین- بالا منجر می‌شود. درحقیقت، کینماتیک‌های حرکت مشاهده‌شده که ازطریق بینایی و شنوایی به‌طور هم‌زمان دراختیار فرد مشاهده‌گر قرار می‌گیرند، کدگذاری اهداف عمل را در سطوح بالای مغز تسهیل می‌کنند. همچنین، بخشی از این نتایج ممکن است براساس نورون‌های آینه‌ای شنوایی و بینایی- شنوایی باشد که یک سیستم «شنوایی- عمل» را به‌عنوان بخشی از سیستم ادراکی تشکیل می‌دهند که نه‌تنها درطول شناسایی حرکت استفاده می‌شوند، بلکه درطول اجرای (نمایش مجدد) حرکات نیز به‌کار برده می‌شوند (۴۰). این نتایج توسط پژوهش‌های قبلی روی سانیفیکیشن حرکت حمایت شده است. افنبرگ[1](۱۹) اثر سانیفیکیشن نیروی اعمال‌شده را در تکلیف پرش عمودی بین گروه‌های بینایی، بینایی- شنوایی و شنوایی مقایسه کرد. نتایج پژوهش افنبرگ با نتایج پژوهش حاضر هم‌راستا بود و گروه دوحسی نسبت به هر دو گروه تک‌حسی (بینایی و شنوایی) عملکرد بهتری در بازتولید حرکت داشتند. تفاوت پژوهش وی با مطالعهٔ حاضر این بود که وی از افراد خواست ارتفاع پرش فردی را که یک بار تکلیف را اجرا کرده بود، بازتولید کنند؛ درحالی‌که در پژوهش حاضر، هدف بازتولید، اجرای افراد مطابق با الگوی ارائه‌شده به آن‌ها بود. در این پژوهش در متغیر خطای فضایی مسافت زاویه‌ای و خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن مفاصل آرنج و مچ بین گروه‌ها تفاوت معناداری مشاهده نشد. احتمالاً به‌دلیل توانایی زیاد حس بینایی در تشخیص الگوهای فضایی مربوط به مسافت زاویه‌ای، در متغیر خطای الگوی فضایی مسافت زاویه‌ای و خطای حداکثر دامنهٔ حرکتی فلکشن آرنج، بین گروه‌ها تفاوت معناداری وجود نداشت. همچنین، در مطالعهٔ حاضر، در متغیر خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مفصل آرنج تنها بین گروه بینایی و بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) تفاوت معنادار مشاهده شد. انتظار بر این بود که افراد گروه سوم (گروه بینایی-شنوایی (دوکانالی)) به‌دلیل دریافت دو الگوی شنیداری هم‌زمان (سانیفیکیشن الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج و سانیفیکیشن الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل مچ) عملکرد بهتری نسبت به دو گروه قبلی داشته باشند؛ اما نتایج چنین چیزی را نشان نداد. در متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای، افراد گروه سوم

1. Effenberg

نسبت به گروه اول (گروه بینایی) عملکرد بهتری داشتند؛ اما در بقیهٔ متغیرها تفاوتی مشاهده نشد. این نتیجه احتمالاً به‌دلیل ایجاد پوشش شنیداری است. این امر وقتی رخ می‌دهد که صدایی را که می‌خواهیم بشنویم با صدایی دیگر پوشیده شود. اگر به مشاهده‌گر صوتی را ارائه کنیم که به‌تنهایی قابل‌شنیدن باشد، اضافه‌کردن صوت دیگر ممکن است به ازدست‌رفتن توانایی شنیدن صوت اول منجر شود (۴۱).

در آزمون اکتساب، برای مفصل آرنج در سه متغیر خطای فضایی مسافت زاویه‌ای، خطای فضایی سرعت زاویه‌ای و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن، بین گروه‌ها تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دو حسی مشاهده شد. در دو متغیر اول (خطای فضایی مسافت زاویه‌ای و خطای فضایی سرعت زاویه‌ای) تفاوت مشاهده‌شده تنها بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی) بود. برای مفصل مچ تنها در دو متغیر خطای فضایی سرعت زاویه‌ای و خطای حداکثر سرعت زاویه‌ای اکستنشن مچ بین گروه‌ها تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دوحسی مشاهده شد. در هر دوی این متغیرها، بین گروه بینایی با هر دو گروه بینایی- شنوایی (تک‌کانالی و دوکانالی) تفاوت معناداری وجود داشت. در مفصل آرنج، افراد گروه‌های دوحسی هم در الگوی فضایی مسافت زاویه‌ای و هم در الگوی فضایی سرعت زاویه‌ای بهتر از گروه بینایی عمل کردند؛ درحالی‌که در مفصل مچ این تفاوت تنها در الگوی فضایی سرعت زاویه‌ای مفصل مچ بود. این نتایج برای مفصل آرنج و برای گروه بینایی– شنوایی تک‌کانالی براساس آنچه در بخش بازتولید حرکت بیان شد، توجیه‌شدنی است. عملکرد ضعیف‌تر گروه سوم (بینایی- شنوایی دوکانالی) نسبت به گروه دوم را (بینایی- شنوایی تک‌کانالی) همان‌طورکه قبلاً مطرح شد، می‌توان به پدیدهٔ پوشش شنیداری نسبت داد؛ اما از نتایج جالب این پژوهش این بود که گروه دوم که تنها الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج را دریافت می‌کرده است، در متغیرهای سرعت زاویه‌ای مفصل مچ با گروه بینایی تفاوت معناداری داشت. این احتمال وجود دارد که افراد در گروه دوم به‌دلیل ادراک سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج ازطریق صدا، توجه بینایی خود را معطوف به مفصل مچ کرده‌اند. به‌نظر می‌رسد عملکرد بهتر گروه‌های دوحسی ناشی از اثرهای ادراکی مطلوب‌تر الگوهای بینایی- شنیداری بر عملکرد است. فراسینتی[1] و همکاران (۴۲) اثرهای ادراکی بیشتر همگرایی بینایی- شنوایی را توصیف کرده‌اند. آن‌ها نشان دادند که سرعت کشف محرک‌های با شدت پایین در شرایط بینایی- شنوایی افزایش می‌یابد. همچنین، سیتز[2] و همکاران (۴۳) توانایی

1. Frassinetti
2. Seitz

ارتقایافته را برای کشف و تمایزگذاری الگوی حرکتی همسان را برای افرادی که به‌صورت بینایی- شنوایی تمرین می‌کردند، در مقایسه با افرادی که به‌صورت تک‌حسی تمرین می‌کردند، گزارش کردند. در آزمون یادداری، برای مفصل آرنج در هر چهار متغیر پژوهش و برای مفصل مچ در سه متغیر از چهار متغیر بین گروه بینایی با گروه‌های دوحسی تفاوت معناداری به نفع گروه‌های دوحسی مشاهده شد. همچنین، نتایج مربوط به امتیاز گروه‌های پژوهش در دستیابی به هدف نشان داد که در آزمون اکتساب، در امتیازات شوت جفت بین گروه بینایی و گروه بینایی- شنوایی تک‌کانالی و نیز بین گروه بینایی- شنوایی تک‌کانالی و گروه بینایی- شنوایی دوکانالی تفاوت معناداری بین نفع گروه تک‌کانالی مشاهده شد؛ اما در آزمون یادداری، بین گروه بینایی و هر دو گروه دوحسی تفاوت معناداری مشاهده شد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، از بازتولید تا آزمون یادداری عملکرد افراد گروه‌های دوحسی (به‌ویژه گروه بینایی- شنوایی تک‌کانالی) در تعداد بیشتری از متغیرهای فضایی بهتر از گروه بینایی است. هم‌راستا با این نتایج، مطالعات در حیطهٔ پژوهش‌های کاربردی، اثرگذاری ارتقایافتهٔ همگرایی اطلاعات بینایی- شنوایی را بر ادراک حرکت و حتی کنترل حرکت نشان دادند. چیاری[1] و همکاران (۴۴) شواهدی را درخصوص عملکرد حرکتی نشان داده‌اند. آن‌ها اثر بازخورد شنوایی هم‌زمان را بر کینماتیک‌های تنه بررسی کردند و نشان دادند که این بازخورد به افزایش کنترل نوسانات تنه منجر می‌شود. راث و روچسو[2](۴۵) نشان دادند که درصورت وجود اصوات حرکتی اضافی، نوسان چوب می‌تواند با دقت بالاتری انجام شود.

به‌نظر می‌رسد یکپارچگی چندحسی مکانیسم‌هایی را برای کشف معایب حسی و فضایی فراهم می‌کند؛ به‌گونه‌ای‌که درهنگام ضعف و کمبود اطلاعات حس اولیهٔ بینایی، این ضعف می‌تواند به‌وسیلهٔ حس دیگر (شنوایی) جبران شود. لطفی و همکاران (۴۶) نشان دادند که در تمرین واقعیت مجازی، گروه بدون محدودیت اطلاعات صوتی نسبت به گروه دارای محدودیت، عملکرد بهتری داشته‌اند. پژوهش آن‌ها هم‌راستا با نتایج پژوهش حاضر، بر نقش مکمل اطلاعات شنیداری در یادگیری مهارت‌ها تأکید دارد.

نتایج پژوهش حاضر به‌وضوح نشان می‌دهد که همگرایی اطلاعات بینایی و شنوایی به‌دلیل اثرگذاری الگوهای شنیداری بر مشخصات فضایی الگوی حرکت (توسعهٔ مشخصات فضایی الگوی حرکت) بر عملکرد تأثیرگذار است. پژوهش‌های مختلف نشان داده‌اند که الگوهای شنیداری در توسعهٔ زمان‌بندی نسبی و مطلق الگوی حرکتی ساده (۴۷)، توسعهٔ پایداری زمانی الگوی ضربهٔ دودستی (۴۸) و بهبود ثبات زمانی ژیمناست‌ها در حرکت بر روی خرک (۴۹) سودمند هستند؛ اما درخصوص توسعهٔ

1. Chiari
2. Rath & Rocchesso

مشخصات فضایی هنوز کار چندانی صورت نگرفته است. افنبرگ و همکاران (۵۰) نشان دادند که اکتساب دست‌خط کودکان به‌وسیلهٔ سانیفیکیشن هم‌زمان مسیر نوشتن[1]حمایت می‌شود. ملاک سنجش؛ یعنی شتاب ظهور الگوهای حروف، مشابه با مدل بود. افراد با الگوهای شنیداری هم‌زمان، الگوی نوشتن‌شان شبیه‌تر به الگوی ملاک بود. این نشان می‌دهد که سانیفیکیشن هم‌زمان هم مشخصات زمانی و هم مشخصات فضایی نوشتن را تحت‌تأثیر قرار داده است و از این نظر پژوهش حاضر با پژوهش افنبرگ و همکاران هم‌راستا است. دانا و همکاران (۵۱) نیز گزارش کردند که نشانگان اولیهٔ ضعف یادگیری حرکات ظریف ریتمیک (اکتساب دست‌خط کودکان) می‌تواند به‌وسیلهٔ راهنمایی‌های اضافی شنوایی حمایت شود. این احتمال وجود دارد که همگرایی بینایی-شنوایی الگوی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج، به تولید سیستم مرجع اضافی شنوایی- حرکتی در سیستم ادراکی افراد منجر شود و باعث یادآوری پایدارتر اطلاعات درطول اجرای حرکت و اجرای دقیق‌تر حرکت شود. براساس نتایج پژوهش حاضر پیشنهاد می‌شود برای توسعهٔ مشخصات فضایی الگوی حرکت به‌ویژه در مهارت‌های حرکتی پیچیده، از الگوهای شنیداری علاوه‌بر الگوهای دیداری استفاده شود. نتایج برخی از مطالعات همچون مطالعهٔ فاضلی و همکاران (۵۲) به‌طور ضمنی از نتایج این پژوهش حمایت می‌کند. فاضلی و همکاران نشان دادند که در برخی از موارد مشاهدهٔ اطلاعات کل بدن برای یادگیری الگوی حرکت مناسب نیست و نسبت به دیگر انواع اطلاعات (اطلاعات نسبی محدودشده مثل مشاهدهٔ حرکت دست) به یادگیری کمتری منجر می‌شود (۵۲). درحقیقت، استفاده از اطلاعات شنیداری همزمان با الگوی بینایی باعث می‌شود که فرد درحین مشاهدهٔ کل بدن فرد اجراکننده، با توجه به اطلاعات شنیداری بر حرکت بخش یا بخش‌های خاصی از بدن تمرکز کند.

افزون‌براین، نتایج حاصل از این پژوهش توسط برخی از نظریات و فرضیه‌های مربوط به یادگیری مهارت‌های حرکتی قابل‌توجیه است و با نظریهٔ حلقهٔ بستهٔ آدامز[2](۵۳)، فرضیهٔ تلاش شناختی لی، سوینین و سرین[3](۵۴) و فرضیهٔ نقطهٔ چالش گئوداگنولی و لی[4](۵۳) هم‌راستا است. این احتمال وجود دارد که اجرای افراد در مرحلهٔ بازتولید حرکت بلافاصله پس از مشاهدهٔ الگو، به‌علت مشابهت بیشتر با الگوی ماهر، رد صحیح‌تر و دقیق‌تری را بر حافظهٔ حرکتی افراد برجای گذاشته باشد. این رد ادراکی صحیح (و نیز مجموعهٔ ردهای ادراکی ناشی از کوشش‌های تمرینی) در گروه‌های دوحسی، مرجع اصلاح صحیحی را ایجاد کرده است؛ بنابراین، در گروه‌های دوحسی کیفیت بازخورد ناشی از

1. SoundScript
2. Adams' Closed-Loop Theory
3. Lee, Swinnen & Serrien
4. Guadagnoli & Lee

حرکت صحیح بیشتر شده است. براساس فرضیهٔ تلاش شناختی، این احتمال وجود دارد که در گروه‌های دوحسی، همراه‌کردن الگوی شنیداری با الگوی بینایی تلاش شناختی بیشتری را ایجاد کرده باشد؛ زیرا، افراد مجبور بودند اطلاعات مربوط به هر دو الگو را پردازش کنند، آن‌ها را بر هم منطبق کنند و این، درگیری ذهنی بسیاری را در افراد ایجاد می‌کرده است. همچنین، براساس فرضیهٔ نقطهٔ چالش گئوداگنولی و لی (۵۳) که ارتباط نزدیکی با فرضیهٔ تلاش شناختی دارد، احتمالاً در گروه‌های دوحسی (بینایی – شنوایی) به‌علت پردازش‌های شناختی بیشتر، چالش‌پذیری بیشتری درطول تمرین ایجاد شده است و این به‌نفع یادگیری مهارت بوده است. نقطهٔ چالش بیان می‌کند که یک نقطهٔ بحرانی وجود دارد که از آن به بعد، چالش موجود در تمرین برای یادگیری مفید نخواهد بود. چالش‌پذیری تمرین باید متناسب با سطح تجربهٔ افراد و نیازهای تکلیف باشد (۵۳). در پژوهش ما احتمالاً در گروه بینایی– شنوایی (دوکانالی) چالش‌پذیری تمرین از نقطهٔ بحرانی فراتر می‌رود و بنابراین، به افت عملکرد و یادگیری کمتر افراد منجر شده است.

پیام مقاله: مشخصات فضایی الگوی حرکت در گروه‌های دوحسی (بینایی- شنوایی) نسبت به گروه تک‌حسی (بینایی) شباهت بیشتری با فرد ماهر داشت؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود در آموزش مهارت-های حرکتی به‌ویژه مهارت‌های پیچیده، از کینماتیک‌های شنیداری اجزای مهم حرکت همراه با الگوی بینایی استفاده شود. همچنین، ارائهٔ هم‌زمان دو الگوی شنیداری احتمالاً به‌دلیل افزایش بار شناختی و تداخل، تأثیر نامطلوبی بر یادگیری مشخصات فضایی الگوی حرکت دارد؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود در هر زمان تنها از یک الگوی شنیداری استفاده شود. ازآنجایی‌که در این پژوهش از سانیفیکیشن با هدف آموزش الگوی حرکت به افراد مبتدی استفاده شد، پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده از سانیفیکیشن الگوی حرکت برای اصلاح خطاهای افراد ماهر نیز استفاده شود.

منابع

1. Herman T, Hunt A, Neuhoff G. The Sonification Handbook. Berlin: Logos Publishing House; 2011. p. 547-9.
2. Sors F, Murgia M, Santoro I, Agostini T. Audio-based interventions in sport. Open Psychol J. 2015; 8(3): 212-9.
3. Doody SG, Bird AM, Ross D. The effect of auditory and visual models on acquisition of a timing task. Hum Mov Sci. 1985;4(4):2710-81.
4. Lai Q, Shea CH, Little M. Effects of modeled auditory information on a sequential timing task. Res Q Exerc Sport. 2000;71(4):349-56.
5. Grondin S, McAuley JD. Duration discrimination in crossmodal sequences. Perception. 2009;38(10):1542-59.
6. Repp BH, Penel A. Auditory dominance in temporal processing: New evidence from synchronization with simultaneous visual and auditory sequences. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 2002;28(5):1085-99.

7. Repp BH, Penel A. Rhythmic movement is attracted more strongly to auditory than to visual rhythms. Psychol Res. 2004;68(4):252-70.
8. Lai Q, Shea C H, Bruechert L, Little M. Auditory model enhances relative-timing learning. J Mot Behav. 2002;34(3):299-307.
9. Chen JL, Penhune VB, Zatorre RJ. Listening to musical rhythms recruits motor regions of the brain. Cereb Cortex. 2008;18(12):2844-54.
10. Fujioka T, Trainor LJ, Large EW, Ross B. Internalized timing of isochronous sounds is represented in neuromagnetic beta oscillations. J Neurosci. 2012;32(5):1791-802.
11. Bangtsson SL, Ullen F, Ehrsson HH, Hashimoto T, Kito T, Naito E, et al. Listening to rhythms activates motor and premotor cortices. Cortex. 2009;45(1):62-71.
12. Pizzamiglio L, Aprile T, Spitoni G, Pitzalis S, Bates E, D'Amico S, et al. Separate neural systems for processing action- or non-action-related sounds. NeuroImage. 2005;24(3):852-61.
13. McDonald JJ, Teder-Salejarvi WA, Heraldez D, Hillyard SA. Electrophysiological evidence for the 'missing link' in crossmodal attention. Canad. J. Exper. Psychol. 2001;55(2):141–9.
14. Keller JM, Prather EE, Boynton WV, Enos HL, Jones LV, Pompea SM, et al. Educational testing of an auditory display regarding seasonal variation of Martian polar ice caps. Proceedings of the International Conference on Auditory Display; 7-9 July 2003; Boston: International Community on Auditory Display; 2003. P.212-5.
15. Barraclough NE, Xiao D, Baker CI, Oram MW, Perrett DI. Integration of visual and auditory information by superior temporal sulcus neurons responsive to the sight of actions. J.Cogn. Neurosci. 2005;17(3):377-91.
16. Bidet-Caulet A, Voisin J, Bertrand O, Fonlupt P. Listening to a walking human activates the temporal biological motion area. Neuroimage. 2005;28(1):132-9.
17. Mendonca C, Santos J A, Lopez-Molnier J. The benefit of multisensory integration with biological motion signals. Exp. Brain Res. 2011;213(2-3):185-92.
18. Kaiser R, Medeiros CB, Wanderley MM, Schonwiesner M. The effect of movement complexity on perceived audiovisual synchronicity. Journal of Vision. 2014;14(10):10-6.
19. Effenberg, AO. (2005). Movement sonification: Effects on perception and action. IEEE MultiMedia. 2005;12(2):53-9.
20. Schmidt G, Mohammadi B, Hammer A, Heldmann M, Samii A, Munte TF, Effenberg AO. Observation of sonified movements engages a basal ganglia frontocortical network. Neurosci. 2013;14(1):14-32.
21. Schmidt G, Effenberg AO. Perceptual effects of auditory information about own and other movements. Proceedings of the 18th Internatinal Conference on Auditory Display; June 2012; Atlanta, USA; 2012. p. 89-94.
22. Ramezanzade H, Abdoli B, Farsi A, Sanjari MA. The effect of sonification modelling on perception and accuracy of performing jump shot basketball. Int J Sport Stud. 2014;4(11):1388-92.
23. Ramezanzade H, Abdoli B, Farsi A, Sanjari M A. Perception-action transfer: The role of audiovisual integration. Mot Behav. 2017; 8(26):35-56. (In Persian).

24. Effenberg AO. Movement sonification: Motion perception, behavioral effects and functional data. Proceedings og the 2nd Internatioanl Workshop on Interactive Sonification; 3 February 2007; York, UK; 2007. p. 1-4.
25. Effenberg A, Feshe U, Weber A. Movement sonification: Audiovisual benefits on motor learning. BIO Web of Conferences, 15 Decamber 2011; Berlin: EDP Scinences; 2011. P. 1-5.
26. Ramezanzade H, Abdoli B, Farsi A, Sanjari M A. (2015). The effect of audiovisual integration on performance accuracy and learning in motor task. J Res Rehabil Sci. 2015;11(1):1-10. (In persian).
27. Effenberg AO, Fehse U, Schmitz G, Krueger B, Mechling H. Movement sonification: Effects on motor learning beyond rhythmic. Front Neurosci. 2016; 10(1):219-49.
28. Chollet D, Madani M, Micallef J P. Effects of two types of biomechanical bio-feedback on crawl performance. In: MacLaren D, Reilly T, Lees A, editors. Biomechanics and medicine in swimming. Swimming science VI. London: E & F Spon; 1992. p. 48-53.
29. Schaffert N, Mattes K, Effenberg A. An investigation of online acoustic information for elite rowers in on-water training conditions. J Hum Sport Exerc. 2011; 6(2): 392-405.
30. Agostini T, Righi G, Galmonte A, Bruno P. The relevance of auditory information in optimizing hammer throwers performance. In: Pascolo PB, Ed. Biomechanics and Sports. Vienna, Austria; 2004. p. 67-74.
31. Galmonte A, Righi G, Agostini T. Stimoli acustici come nuovo elemento per il miglioramento della performance nel nuoto. Movimento. 2004; 20:73-8.
32. Murgia M, Hohmann T, Galmonte A, Raab M, Agostini T. Recognising one's own motor actions through sound: the role of temporal factors. Perception. 2012;41(8):976-87.
33. Yamamoto G, Shiraki K, Takahata M, Sakane Y, Takebayash Y. Multimodal knowledge for designing new sound environments. Workshop on Mobile HCI and Sound;January 2004. p. 31-6.
34. Kirby R. Development of a real-time performance measurement and feedback system for alpine skiers. Sports Technol. 2009;2(1):43-52.
35. Ramezanzade H, Abdoli B, Farsi A, Sanjari M A. The effect of sonification of visual modeling on relative timing: The role in motor learning. Acta Kinesiologica. 2017; 11:17-27.
36. Secoli R, Milot M, Rosati G, Reinkensmeyer D. Effect of visual distraction and auditory feedback on patient effort during robot-assisted movement training after stroke. J Neuroeng Rehabil. 2011; 8(1):1–10.
37. Welch RB, Warren DH. Immediate perceptual response to intersensory discrepancy. Psychol Bull. 1980; 88(3):638–67.
38. Rojas F J, Cepero M, Gutierrez M. Kinematic adjustments in the basketball jump shot against an opponent. Ergonomices. 2000;43(10):1651-60.
39. Hommel B, Müsseler J, Aschersleben G, Prinz W. The theory of event coding (TEC): A framework for perception and action planning. Behav Brain Sci. 2001; 24(5): 849–78.

40. Lahav A, Saltzman E, Schlaug G. Action representation of sound: Audiomotor recognition network while listening to newly acquired actions. Journal of Neurosci. 2007; 27(2):308-14.
41. Stanley C, Lawrence M, James TE. Sensation and perception. Trans Goodarzi, A. Tehran: Samt; 2011
42. Frassinetti F, Bolognini N, Làdavas E. Enhancement of visual perception by crossmodal visuo-auditory interaction. Exp Brain Res. 2002;147(3):332–43.
43. Seitz AR, Kim R, Shams L. Sound facilitates visual learning. Curr Biol. 2006;16(14):1422–7.
44. Chiari L, Dozza M, Cappello A, Horak F B, Macellari V, Giansanti D. Audio-Biofeedback for Balance improvements: An Accelerometry-Based System. IEEE Eng Med Biol Mag. 2005;52(12):2108–11.
45. Rath M, Rocchesso D. Continuous sonic feedback from a rolling ball. IEEE Multimed, Special Issue Interactive Sonification. 2005;12(2):60–9.
46. Lotfi M, Mohammadzade H, Sohrabi M. Effects of virtual reality and reality training with and without auditory information limitation on motor learning table tennis forehand. Mot Behav. 2017; 9(28):89-108. (In Persian).
47. Shea CH, Wulf G, Park J H, Gaunt B. Effects of an auditory model on the learning of relative and absolute timing. J Mot Behav. 2001;33(2):127-38.
48. Kennedy D M, Boyle J B, Shea CH. The role of auditory and visual models in the production of bimanual tapping patterns. Exp Brain Res. 2013;224(4):507-18.
49. Baudry L, Leroy D, Thouvarecq R, Chollet D. Auditory concurrent feedback benefits on the circle performed in gymnastics. J Sport Sci. 2006;24(2):149-56.
50. Effenberg AO, Schmitz G, Baumann F, Rosenhahn B, Kroeger D. Sound script supporting the acquisition of character writing by multisensory integration. Open Psychol J. 2015;8(1):230-7.
51. Danna J, Fontaine M, Paz-Villagran V, Gondre C, Thoret E, Aramaki M., et al. The effect of real-time auditory feedback on learning new characters. Hum Mov Sci. 2015;43(1):216–88.
52. Fazeli D, Farsi A R, Abdoli B. Effect of observing different kinds of information during observational learning. Mot Behav. 2016; 8(24):17-38. (In Persian).
53. Adams JA. A closed-loop theory of motor learning. J Mot Behav. 1971; 3:111-50.
54. Lee TD, Swinnen SP, Serrien DJ. Cognitive effort and motor learning. Quest. 1994; 46: 328–44.
55. Guadagnoli MA, Lee TD. Challenge point: A framework for conceptualizing the effect of various practice condition in motor learning. J mot behav. 2004; 36(2): 212-24.

استناد به مقاله

رمضان‌زاده حسام. نقش کینماتیک‌های شنیداری حرکت در بازتولید و یادگیری مشخصات فضایی الگوی حرکت. رفتارحرکتی. پاییز ۱۳۹۷؛ ۱۰(۳۳): ۴۸-۱۲۵. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/mbj.2018.5504.1644

Ramezanzade H. The Role of Motor-Auditory Kinematics in Reproduction and Learning the Spatial Characteristics of the Motion Pattern. Motor Behavior. Fall 2018; 10 (33): 125-48. (In Persian). Doi: 10.22089/mbj.2018.5504.1644

The Role of Motor-Auditory Kinematics in Reproduction and Learning the Spatial Characteristics of the Motion Pattern

H. Ramezanzade[1]

1. Assistant Professor of Motor Behavior, School of Humanities, Damghan University, Damghan, Iran

Received: 2018/02/05 **Accepted: 2018/05/05**

Abstract

This study has investigated the role of movement sonification (conversion of the human kinetic or kinematic characteristics into auditory patterns) along with the visual pattern in reproduction and learning the spatial characteristics of the motion pattern. 30 subjects were randomly divided three groups which are visual, visual-auditory (one channel) and visual-auditory (two channel). Visual groups watched the pattern of skilled basketball player and other groups watched this pattern and simultaneously heard elbow angular velocity (one channel groups) and elbow and wrist angular velocity (two channel groups) as sonification. At the first stage, the pattern was presented to subjects five times and they performed the pattern after watching it (reproduction). Then, the groups participated in the stages of pre-test, acquisition (4 sessions, 160 tries) and retention (after 48 hours). In all stages, the angular velocity pattern and angular distance pattern of the elbow and wrist joints of the individuals coincided to the pattern of the skilled performer. After that, by calculating the root mean square error, the inconsistency was considered as the spatial error of angular distance and spatial error of angular velocity. Furthermore, the maximum range error of flexion was calculated. The results showed that in reproduction stage (in the spatial error of angular velocity) and in both acquisition and retention test (considering all variables) there was significant difference between groups in favor of audio-visual group. These results emphasize the salient role of motor-auditory kinematics on spatial variables of motion patterns and the final performance of the subjects.

Keywords: Sonification, Visual-Auditory Modeling, Spatial Error of Motion Pattern, Basketball Jump Shot

* Corresponding Author Email: h.ramezanzade@du.ac.ir