

تأثیر محرک صوتی موزیکال بر تغییرپذیری ضربان قلب طی شرایط استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه

محمدرضا ذوالفقاری^۱، یحیی آصفی^۲، کمال خادم‌وطن^۳

۱. استادیار فیزیولوژی ورزشی دانشگاه ارومیه

۲. دانشجوی دکتری فیزیولوژی ورزشی دانشگاه ارومیه*

۳. دانشیار گروه قلب دانشگاه علوم پزشکی ارومیه

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۱/۲۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۰۹/۰۹

چکیده

هدف از این پژوهش، بررسی پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب به محرک صوتی ریتمیک طی سه شرایط استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه می‌باشد. بدین منظور، ۱۴ دانشجوی پسر رشته تربیت بدنی (با میانگین سنی $21/5 \pm 0/79$ سال، وزن $64/9 \pm 88/42$ کیلوگرم، شاخص توده بدن $20/2 \pm 72/25$ کیلوگرم بر مترمربع و قد $176/3 \pm 83/99$ سانتی‌متر) انتخاب شدند و طی چهار جلسه مجزا (بدون موسیقی، مترونوم، محرک صوتی منظم و محرک صوتی نامنظم) مورد ارزیابی قرار گرفتند و الکتروکاردیوگرام آزمون‌دهنده‌ها طی چهار جلسه و هر جلسه در سه مرحله استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه اندازه‌گیری و ثبت گردید. همچنین، با استفاده از نوار الکتروکاردیوگرام، تغییرپذیری ضربان قلب مربوط به مراحل فوق مورد ارزیابی قرار گرفت. تجزیه و تحلیل تغییرپذیری ضربان قلب با استفاده از آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که طی مرحله استراحت، محرک صوتی تأثیر معناداری بر تغییرپذیری ضربان قلب نداشته است. نتایج بیانگر این است که طی مرحله فعالیت بدنی، محرک صوتی (به‌ویژه شرایط سنگ‌کوب و غیرسنگ‌کوب) سطح تغییرپذیری ضربان قلب را به‌طور معناداری کاهش داده است. علاوه بر این، همانند شرایط استراحت، تجزیه و تحلیل داده‌ها حاکی از این است که طی مرحله بازگشت به حالت اولیه، محرک صوتی تأثیر معناداری بر تغییرپذیری ضربان قلب نداشته است. براساس یافته‌ها دریافت می‌شود که هم‌زمانی با محرک صوتی، بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیرگذار بوده و تغییرپذیری ضربان قلب، تحت تأثیر ساختار محرک صوتی قرار گرفته است. در مجموع، هم‌زمانی با محرک صوتی توانسته است تغییرپذیری ضربان قلب را کاهش دهد.

واژگان کلیدی: فعالیت بدنی، تغییرپذیری ضربان قلب، سیستم عصبی سمپاتیک، محرک صوتی

مقدمه

پژوهش‌ها نشان می‌دهند که محرک صوتی و موسیقی موجب پاسخ‌های روان‌شناختی - فیزیولوژیک مختلفی می‌شوند (۱-۴). برخی از این پژوهش‌ها به بررسی پاسخ سیستم عصبی خودمختار^۱ به موسیقی پرداخته‌اند (۵-۸) و در این مطالعات، متغیرهای مختلفی مانند ضربان قلب^۲، تواتر تنفس، فشارخون و فعالیت الکترودرمال بررسی شده است. در این زمینه، بازنگری‌های انجام‌شده نشان می‌دهند که نتایج به‌دست‌آمده از این مطالعات مشابه نمی‌باشد؛ به‌عنوان مثال، ارزیابی تأثیر موسیقی بر ضربان قلب (در ۶۷ مقاله) نشان‌دهنده ۳۲ مورد تأثیر معنادار، ۱۵ مورد عدم تأثیر معنادار و ۱۰ مورد ترکیبی از تأثیر و عدم تأثیر معنادار می‌باشد (۹).

برخی از پژوهشگران از روش تغییرپذیری ضربان قلب^۳ به‌منظور ارزیابی پاسخ سیستم عصبی خودمختار به محرک صوتی و موسیقی استفاده کردند (۶،۷). تغییرپذیری ضربان قلب روشی غیرتجاهمی جهت اندازه‌گیری تغییرات توالی آر-آر^۴ الکتروکاردیوگرام می‌باشد (۱۰). بررسی نتایج پژوهش‌های صورت‌گرفته حاکی از آن است که مشابه با پاسخ ضربان قلب به موسیقی، پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب به موسیقی نیز نامشابه است (۱۱،۱۲). قابل‌ذکر است که عوامل مختلفی در بروز این تفاوت‌ها نقش دارند. یکی از این عوامل، ساختار موسیقی است که دارای جزئیات و بخش‌های مختلفی مانند سرعت، هارمونی، ملودی و ریتم می‌باشد. همچنین، ساختار موسیقی می‌تواند طی زمان پخش با توجه به چیدمان دچار تغییر شود؛ برای نمونه، ریتم می‌تواند خط ملودیک را در بخشی از قطعه برجسته نماید و در جای دیگر کم‌رنگ سازد. بازنگری صورت‌گرفته در زمینه موسیقی و سیستم عصبی خودمختار نشان می‌دهد که ساختار تعریف‌شده‌ای جهت انتخاب موسیقی وجود ندارد (۵-۱۳). نشان داده شده است که تأکید بر بخشی از این ساختار می‌تواند به‌خوبی مشخص کند که کدام عامل در ترکیب موسیقی بر پاسخ سیستم عصبی خودمختار شنونده تأثیر داشته است؛ برای نمونه، بازنگری انجام‌گرفته توسط والتین^۵ و همکاران (۲۰۱۲) نشان می‌دهد که شدت محرک صوتی، یکی از عوامل مهم تأثیرگذار بر تغییرپذیری ضربان قلب است (۱۴). همچنین، روکو^۶ و همکاران (۲۰۱۳) تأثیر سبک‌های مختلف موسیقی بر تغییرپذیری ضربان

-
1. Autonomic Nervous System
 2. Heart Rate
 3. Heart Rate Variability
 4. R-R
 5. Valenti
 6. Roque

قلب را بررسی کرده و عنوان نموده‌اند که نوع سبک موسیقی بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیرگذار می‌باشد (۱۵).

با وجود اهمیت پرداختن به نقش ساختار موسیقی، پژوهش‌های صورت‌گرفته عمدتاً بر ساختار هارمونیک و ملودیک متمرکز بوده و ریتم موسیقی کمتر مورد بررسی قرار گرفته است (۱۶، ۱۷). با توجه به مفهوم ادراک، ریتم به درک ساختار زمانی الگوی فیزیکی صوت مربوط می‌شود (توالی نت و سکوت). همچنین، درک ریتم مرتبط با حس حرکت در واحد زمان می‌باشد (۱۸). توانایی انسان در درک نظم ریتم (حتی اگر ریتم به‌واقع منظم هم نباشد)، متکی بر مکانیزم ادراک میزان است (۱۹). ازسوی دیگر، براساس نتایج پژوهش‌ها به‌نظر می‌رسد که ریتم، یکی از شاخصه‌های مهم فعالیت حرکتی است. در این زمینه، پیپر^۱ و همکاران (۲۰۱۲) حرکت هم‌زمان با علائم صوتی و بصری را بررسی نمودند و عنوان کردند که راه‌رفتن با این علائم، سطح نیاز به توجه را افزایش داده و سطح افزایش توجه نیز تحت تأثیر ساختار محرک صوتی می‌باشد (۲۰). همچنین، بود^۲ و همکاران (۲۰۱۳) نشان دادند که هم‌زمانی صوتی - حرکتی، نیاز به توجه و شاخص‌های فیزیولوژیکی - روان‌شناختی مانند ضربان قلب را افزایش داده است (۲۱).

بر پایه تئوری توجه پویا، فعالیت حرکتی به هم‌زمان‌سازی تغییرات توجه با زمان‌بندی رویدادها کمک می‌کند (۲۲). در راستای این تئوری، موریلون^۳ و همکاران (۲۰۱۴) پیشنهاد کردند که حرکات ریتمیک با استفاده از مدولاسیون بالا - پایین^۴، موجب افزایش انتخاب زمان‌بندی اطلاعات صوتی، تسهیل ادراک آیتم‌های مرتبط و مهار ادراک آیتم‌های نامرتبط می‌شود. آن‌ها نشان دادند که به‌کارگیری سیستم حرکتی باعث بهبود دقت توجه زمانی و کیفیت انتخاب حسی می‌گردد (۳). مطالعات رفتاری اخیر در زمینه نقش بالا - پایین سیستم حرکتی در ادراک صوتی نشان می‌دهند که هم‌زمانی صوتی - حرکتی می‌تواند موجب بازتنظیم سازماندهی ادراک صوت (۲۳)، تسهیل استخراج پالس (۲۴-۲۷) و تقویت توجه به محرک صوتی شود (۲۸، ۲۹، ۳۰).

علاوه بر این، در زمینه ارتباط بین موسیقی و تغییرپذیری ضربان قلب طی فعالیت بدنی پژوهش‌های محدودی انجام گرفته است. اولین بار یوراکاوا و یاکویاما^۵ به بررسی تأثیر موسیقی بر تغییرپذیری ضربان قلب پرداختند. نتایج پژوهش آن‌ها نشان داد که تغییرپذیری ضربان قلب تحت تأثیر موسیقی طی فعالیت بدنی کاهش یافته است. آن‌ها بدین شکل نتیجه‌گیری نمودند که موسیقی توانسته است

-
1. Peper
 2. Bood
 3. Morillon
 4. Top-Down Modulation
 5. Urakawa, Yokoyama

به طور معناداری فعالیت سیستم عصبی سمپاتیک را طی فعالیت بدنی افزایش دهد (۱۲). یاماشیتا و همکاران^۱ نیز در پژوهش خود، تأثیر موسیقی بر تغییرپذیری ضربان قلب را مورد بررسی قرار دادند و برخلاف نتایج پژوهش یوراکاوا و همکاران، عنوان کردند که موسیقی تأثیری بر تغییرپذیری ضربان قلب نداشته است (۱۱).

براین اساس، در پژوهش حاضر سه نوع محرک صوتی موزیکال (مترونوم، سنگ کوب و غیرسنگ کوب) تنظیم گردید و پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب به این سه نوع محرک صوتی مورد بررسی قرار گرفت. همچنین، تغییرپذیری ضربان قلب طی سه مرحله استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه نیز بررسی گردید. فرضیه پژوهش این بود که تغییرپذیری ضربان قلب نسبت به محرک صوتی و سطح پیچیدگی آن حساس می باشد. فرضیه دیگر نیز این بود که پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب به محرک صوتی، تحت تأثیر همزمانی صوتی - حرکتی می باشد.

روش پژوهش

نمونه آماری پژوهش شامل ۱۴ دانشجوی رشته تربیت بدنی بود که داوطلبانه در پژوهش شرکت نمودند. هیچ یک از آزمون دهنده ها سابقه نواختن آلات موسیقی و فعالیت حرفه ای دوچرخه سواری را نداشتند. به منظور آگاه شدن از وضعیت سلامتی آزمودنی ها، تمامی آن ها پیش از اجرای آزمون، پرسش نامه های پزشکی استاندارد و سلامت را تکمیل نمودند. همچنین، پیش از اجرای آزمون و پس از شرح کامل مراحل آن، از آزمودنی ها خواسته شد فرم رضایت نامه را تکمیل کرده و تأیید نمایند. شاخص های آنتروپومتریکی آزمودنی ها در جدول شماره یک ارائه شده است. پژوهش حاضر با توجه به محدودیت های پژوهش، نیمه تجربی بوده و به لحاظ هدف از نوع مطالعات کاربردی محسوب می شود.

جدول ۱- ویژگی عمومی آزمودنی ها

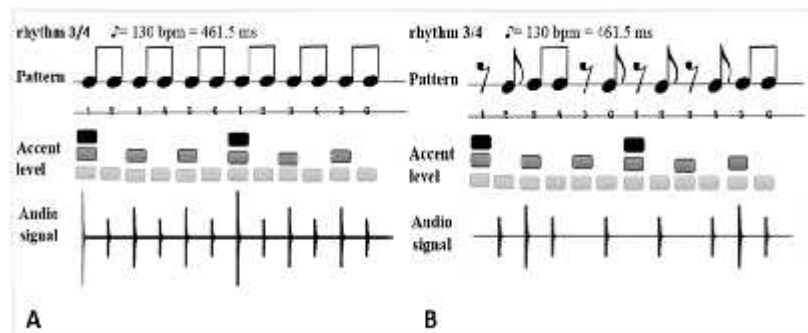
شاخص ها	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	سن (سال)	شاخص توده بدنی ^۲ (کیلوگرم بر متر مربع)
آزمون دهنده ها	۶۴/۹+۸۸/۴۲	۱۷۶/۳+۸۳/۹۹	۲۱/۰+۵/۷۹	۲۰/۲+۷۲/۲۵

1. Yamashita
2. Body Mass Index (BMI)

جهت انجام این پژوهش، سه قطعه محرک صوتی ساخته شد (تصویر شماره یک). الگوی ریتمیک استفاده شده در این دو قطعه شامل دو میزان $3/4$ بود. یکی از این قطعات دارای موقعیت ضرب منظم در ساختار ریتمیک خود و یا غیرسنگ کوب بود (شامل صداهای قوی (آکسان) و ضعیف (غیرآکسان) تکرار شده در توالی منظم) و قطعه دیگر شامل الگوی نامنظم ضرب قوی و ضعیف و الگوی سنگ کوب (الگوی ریتمیک که آکسان در موقعیت ضعیف قرار می‌گیرد) می‌شد (۱۸، ۱۹). سومین قطعه نیز محرک صوتی توالی مترونوم بود؛ شش نت قطعه غیرسنگ کوب شامل صدای اسنیر درام^۱ در ابتدای توالی و به دنبال آن، پنج نت با صدای کیک تونز^۲. تمامی این قطعات دارای سرعت مشابه 65 bpm ^۳ بودند (هر ضرب معادل یک نت سیاه (♩)). شایان ذکر است که سرعت موسیقی براساس تعداد نت سیاه در دقیقه تعریف شده است. جهت ساخت قطعات از نرم افزار مکس ۸، ۰، ۸^۴ استفاده شد و هر تن^۵ دارای مدت زمان ۴۰ میلی ثانیه بود و تمامی قطعات در فرمت دبلوی ای وی^۶ ساخته شدند. آزمودنی‌ها با استفاده از هدفون آک ژ-ک ۷۴۴^۷ حین رکاب زدن به موسیقی گوش دادند. شدت صدا^۸ نیز با استفاده از شدت‌سنج صدا^۹ اندازه‌گیری گردید. همچنین، جهت ساخت و تنظیم قطعات موسیقی از راهنمایی و مشاوره متخصصین موسیقی (امین فقیر: کارشناس موسیقی، آهنگساز و نوازنده پیانو و یحیی آصفی: نوازنده و مدرس ویولن سبک کلاسیک) استفاده شد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
 رتال جامع علوم انسانی

1. snare drum
2. kick tones
3. Beat per minute
4. Max (<http://www.cycling74.com>)
5. Tone
6. W.A.V
7. AKG-K44 Stereo
8. Sound Pressure Level
9. Sound Pressure Level Meter (Cole Meter, model ET00328, China)



شکل ۱- نمونه‌ای از قطعات ساخته‌شده

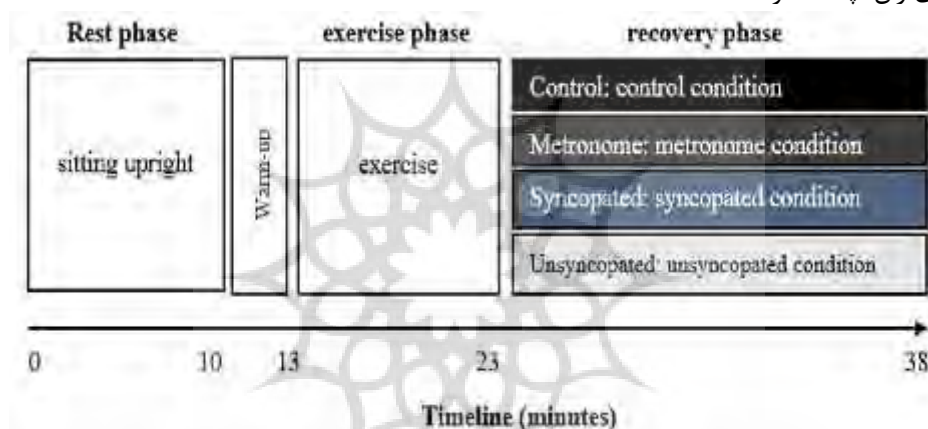
تنها بخشی از توالی ارائه شده است. نت پایه، نت چنگ^۱ است.

آزمودنی‌ها پس از دو دقیقه گرم‌کردن، با سرعت ۶۵ دور در دقیقه روی دوچرخه کارسنج رکاب زدند؛ به‌گونه‌ای که طی هر ۳۰ ثانیه، ۱۲ وات اضافه‌بار اعمال شد. بار اولیه معادل ۲۵ وات در نظر گرفته شده بود. قابل‌ذکر است که هر ۳۰ ثانیه یک‌بار ضربان قلب آزمون‌دهنده‌ها با استفاده از ضربان‌سنج پلار^۲ ثبت گردید. در پایان نیز با استفاده از روش درون‌یابی خطی^۳، بارکار معادل ۷۵ درصد حداکثر ضربان قلب آزمودنی‌ها محاسبه گشت (با در نظر گرفتن ۲۴ وات تصحیح برای تأخیر در پاسخ ضربان قلب طی آزمون فزاینده).

هریک از آزمودنی‌ها، چهار جلسه و در ساعات مشابهی از روز در آزمایشگاه حضور یافتند و از آن‌ها خواسته شد از انجام فعالیت بدنی شدید پیش از اجرای آزمون خودداری کنند. در ابتدا و قبل از اجرای آزمون، شاخص‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها اندازه‌گیری گشت و آن‌ها با دستگاه ۱۲ کاناله الکتروکاردیوگرام آشنا شدند. همچنین، پیش از شروع آزمون، دوچرخه کالیبره گردید و تنظیمات دوچرخه (ارتفاع زین، فاصله بین دسته و زین و ارتفاع دسته) برای هر یک از آزمودنی‌ها ثبت شد و برای تمامی جلسات بازتنظیم گردید. اولین وهله^۴ مربوط به آزمون، مرحله استراحت در شرایط نشسته و به مدت ۱۰ دقیقه بود (تصویر شماره دو). شایان‌ذکر است که با توجه به تأثیر موقعیت بدن بر ضربان قلب، موقعیت بدن استاندارد گشت (۳۰). مرحله بعدی با سه دقیقه گرم‌کردن بر روی دوچرخه کارسنج با شدت فعالیت معادل ۵۰ درصد حداکثر ضربان قلب آغاز گردید. پس از گرم‌کردن، آزمودنی‌ها به مدت ۱۰ دقیقه و در چهار شرایط مختلف کنترل، مترونوم، سنگ‌کوب و

1. Notes Eighth
2. Polar
3. Linear Interpolation

غیرسنگ کوب بر روی دوچرخه رکاب زدند. بارکار دوچرخه، ثابت و معادل ۷۵ درصد حداکثر ضربان قلب در نظر گرفته شد و شرایط تجربی مربوط به وهله‌های آزمون به صورت تصادفی اجرا گشت. برای تمامی چهار شرایط، آزمودنی‌ها با سرعت ۶۵ دور در دقیقه رکاب زدند و سرعت خود را از طریق مانیتور (شرایط کنترل) و همگام‌سازی پدال با سرعت موسیقی (شرایط مترونوم، سنگ کوب و غیرسنگ کوب) تنظیم نمودند. همچنین، به آن‌ها آموزش داده شد تا نسبت ۱:۱ را بین فشاردادن پدال و نت (صدا) حفظ نمایند. پس از ۱۰ دقیقه رکاب‌زدن روی دوچرخه، آزمودنی‌ها ۱۵ دقیقه مرحله بازگشت به حالت اولیه را (در شرایط نشسته با ریتم تنفس نرمال و قرارگرفتن دست‌ها بر روی ران) پشت سر گذاشتند.



شکل ۲- جزئیات طرح تجربی، مراحل و زمان‌بندی اجرای آن

طی سه مرحله استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه، الکتروکاردیوگرام آزمودنی‌ها با استفاده از هولتر ریکورد در قابل حمل^۱ ثبت گردید و به نرم‌افزار ای سی جی لب^۲ منتقل شد و توسط این نرم‌افزار، داده‌های دیجیتالی مربوط به الکتروکاردیوگرام آزمودنی‌ها مشاهده گشت و با فرمت ای دی اف^۳ استخراج گردید. از آن جایی که فایل الکتروکاردیوگرام مرحله فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه یکی بود، هر فایل به دو قسمت تقسیم شد (۱۰ دقیقه استراحت و ۱۵ دقیقه بازگشت به حالت اولیه).

1. China BI9800TL+ Holter Recorder
2. EcgLab Program (version 1.0.5, ShenZhen Biomedical Instruments)
3. EDF

علاوه بر این، تغییرپذیری ضربان قلب با ثبت ۱۰ دقیقه زمان استراحت، ۱۰ دقیقه فعالیت بدنی و ۱۵ دقیقه بازگشت به حالت اولیه اندازه‌گیری گردید. از نسخه ۲/۲ نرم‌افزار کوبیوس^۱ نیز به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. یکی از اشتقاق‌های II یا V5 نیز مورد استفاده قرار گرفت. همچنین، نرم‌افزار کوبیوس توالی‌های آر-آر نامنظم را به طور خودکار پالایش کرد و امکان پالایش دستی را فراهم نمود؛ از این رو، توالی‌های آر-آر به صورت بصری نیز بررسی و اصلاح گشت. علاوه بر این، در موارد عدم یافتن موج آر، خطای توالی آر-آر با میانگین دو توالی آر-آر مجاور جایگزین شد. در مجموع، میزان خطاها کمتر از ۰/۱ درصد کل داده‌ها بود. ذکر این نکته ضرورت دارد که الکتروکاردیوگرام همواره تحت تأثیر عوامل مداخله‌گر با فرکانس پایین قرار می‌گیرد (۳۲، ۳۱)؛ از این رو، از روش قبل صافی^۲ به منظور حذف و پالایش این ترندها و نیز جلوگیری از تأثیر فرکانس‌های نامطلوب بر سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام استفاده شد.

علاوه بر این، داده‌ها با سه روش حوزه زمان، حوزه فرکانس و روش غیرخطی تجزیه و تحلیل گردیدند. شاخص‌های حوزه زمان تغییرپذیری ضربان قلب عبارت بودند از: RMSSD^۳، RR tri^۴ و TINN^۵ (شاخص‌های معرف فعالیت سیستم عصبی پاراسمپاتیک). در مورد حوزه فرکانس شاخص‌ها عبارت بودند از: LF^۶ (شاخص معرف فعالیت سیستم عصبی سمپاتیک)، HF^۷ (شاخص معرف فعالیت سیستم عصبی پاراسمپاتیک)، VLF^۸، LF/HF و TP^۹. در روش غیرخطی نیز شاخص‌های پوینکاره^{۱۰} (SD2، SD1) و تحلیل نوسان دترند شده^{۱۱} (1، 2) مورد ارزیابی قرار گرفتند. همچنین، تنفس مستخرج از الکتروکاردیوگرام^{۱۲} (EDR) نیز به عنوان شاخص تواتر تنفس (شاخص ارزیابی غیرمستقیم تواتر تنفس) محاسبه شد. SD1 و SD2 معرف فعالیت سیستم عصبی پاراسمپاتیک می‌باشند).

همچنین، از روش‌های آماری استاندارد به منظور محاسبه میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها استفاده شد و با استفاده از آزمون گولموگروف - اسمیرنوف، نرمال بودن توزیع داده‌ها مورد بررسی قرار گرفت.

1. Kubios (www.kubios.uef.fi)
2. Smoothness Prior Approach
3. Difference between adjacent normal R-R intervals
4. Triangular index
5. Triangular interpolation of NN interval histogram
6. Low frequency (LF, 0.04-0.15 Hz)
7. High frequency (HF, 0.15-0.40 Hz)
8. Very low frequency (VLF, 0-0.04 Hz)
9. Total power
10. Poincaré plot
11. Detrended fluctuation analysis
12. Electrocardiogram derived respiration

توزیع داده‌ها نیز با استفاده از آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر یک‌طرفه و آزمون تعقیبی بونفرونی بررسی گردید. سطح معناداری نیز ($P < 0.05$) در نظر گرفته شد. شایان‌ذکر است که جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از نسخه ۲۲ نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۱ استفاده شد.

نتایج

آمار توصیفی (میانگین \pm انحراف استاندارد) مربوط به شاخص‌های تغییرپذیری ضربان قلب در مرحله استراحت در جدول شماره دو ارائه شده است. هرچند تفاوت کمی در بیشتر این شاخص‌ها دیده می‌شود، اما تفاوت‌ها در سطح معناداری نمی‌باشد. اجرای آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نیز نشان می‌دهد که در شاخص‌های حوزه زمان تفاوت معناداری وجود ندارد.

RMSSD: $F_{(3,33)}=0.07$ ، $P=0.79$

RR tri index: $F_{(3,33)}=0.69$ ، $P=0.560$

TINN: $F_{(3,33)}=0.34$ ، $P=0.79$

علاوه بر این، هرچند در مورد متغیرهای HF و TP کاهش دیده می‌شود، اما تفاوت معناداری بین آن‌ها به چشم نمی‌خورد ($HF: F_{(3,33)}=0.56$ ، $P=0.64$; $TP: F_{(3,33)}=0.22$ ، $P=0.88$). علاوه بر این، تجزیه و تحلیل داده‌های مربوط به LF، LF/HF و VLF بیانگر آن است که تفاوت معناداری بین آن‌ها وجود ندارد ($LF: F_{(3,33)}=0.47$ ، $P=0.70$; $LF/HF: F_{(3,33)}=1.59$ ، $P=0.20$; $VLF: F_{(3,33)}=0.10$ ، $P=0.95$). به طور مشابه، در زمینه تجزیه و تحلیل غیرخطی داده‌ها و نیز تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود ($SD1: F_{(3,33)}=0.07$ ، $P=0.97$; $SD2: F_{(3,33)}=0.35$ ، $P=0.78$; $EDR: F_{(3,33)}=1.52$ ، $P=0.22$; $F_{(3,33)}=2.49$ ، $P=0.07$; $F_{(3,33)}=0.26$ ، $P=0.85$). در مجموع، اگرچه در مورد برخی متغیرها تفاوت‌هایی مشاهده می‌شود (HF، TP) که نشان‌دهنده افزایش فعالیت سیستم عصبی سمپاتیک می‌باشد، اما این تفاوت‌ها در سطح معناداری نمی‌باشند.

جدول ۲- آمار توصیفی (میانگین \pm انحراف استاندارد) داده‌های حوزه‌های زمان، فرکانس و غیرخطی مرحله استراحت

شاخص‌ها	کنترل	سنگ کوب	غیرسنگ کوب	مترونوم
میانگین ضربان قلب (bpm)	۷۳/۲ \pm ۸/۴	۷۲/۶ \pm ۷/۰۵	۷۷/۱ \pm ۱۲/۸	۷۶/۶ \pm ۱۰/۲
RMSSD (ms)	۳۵/۷ \pm ۱۳/۳	۳۵/۲ \pm ۷/۵	۳۳/۷ \pm ۲۰/۷	۳۲/۰۷ \pm ۲۳/۸
شاخص RR tri	۱۰/۵ \pm ۲/۴	۱۰/۴ \pm ۱/۸	۹/۳ \pm ۳/۲	۹/۳ \pm ۲/۶
TINN (ms)	۲۴۵/۷ \pm ۷۲/۴	۲۳۰/۸ \pm ۳۹/۳	۲۴۶/۹ \pm ۸۴/۱	۲۲۲/۱ \pm ۸۲/۰۳
LF (%)	۶۲/۴ \pm ۱۰/۴	۶۶/۶ \pm ۱۱/۹	۶۶/۶ \pm ۱۸/۸	۶۸/۲ \pm ۱۲/۹
HF (%)	۲۸/۲ \pm ۱۰/۸	۲۲/۹ \pm ۹/۴	۲۴/۱ \pm ۱۷/۵	۲۱/۸ \pm ۱۳/۳
VLF (%)	۹/۳ \pm ۵/۵	۱۰/۲ \pm ۴/۰۵	۹/۱ \pm ۴/۶	۹/۷ \pm ۴/۰۷
نسبت LF/HF	۲/۸ \pm ۱/۹	۳/۶ \pm ۲/۰۴	۴/۸ \pm ۳/۶	۴/۷ \pm ۳/۴
TP (ms ²)	۱۶۱۳/۰۷ \pm ۷۶۵/۳	۱۵۶۶/۲ \pm ۵۸۱/۴	۱۵۷۷/۹ \pm ۹۵۳/۳	۱۴۵۹/۶ \pm ۹۳۸/۸
SD1 (ms)	۲۵/۳ \pm ۹/۴	۲۴/۹ \pm ۵/۳	۲۳/۹ \pm ۱۴/۶	۲۲/۷ \pm ۱۶/۸
SD2 (ms)	۵۲/۷ \pm ۱۲/۶	۵۲/۱ \pm ۹/۹	۴۹/۳ \pm ۱۳/۸	۴۸/۹ \pm ۱۵/۵
1	۱/۲ \pm ۰/۱	۱/۲ \pm ۰/۱	۱/۳ \pm ۰/۳	۱/۳ \pm ۰/۲
2	۰/۴۰ \pm ۰/۰۷	۰/۴۵ \pm ۰/۱	۰/۴۴ \pm ۰/۰۸	۰/۴۴ \pm ۰/۰۹۰
EDR (HZ)	۰/۲۶ \pm ۰/۰۳	۰/۲۶ \pm ۰/۰۲	۰/۲۸ \pm ۰/۰۴	۰/۲۷ \pm ۰/۰۴

برخلاف مرحله استراحت، درمورد برخی از شاخص‌های تغییرپذیری ضربان قلب مربوط به فعالیت بدنی تفاوت معناداری مشاهده شد. همان‌طور که در جدول شماره سه قابل مشاهده است، درزمینه شاخص‌های حوزه فرکانس، آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که درمورد RMSSD (RMSSD: $F_{(3,36)}=3.30$, $P=0.031$) تفاوت معناداری وجود دارد. مقایسه زوج‌نمونه‌ها نیز بیانگر آن است که بین شرایط غیرسنگ کوب و کنترل تفاوت معناداری وجود دارد ($P=0.020$). درمورد دیگر زوج‌نمونه‌ها تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P=1.00$, $P=1.00$, $P=0.079$, $P=0.124$, $P=1.00$). در ارتباط با RR tri و TINN نیز تفاوت معناداری به چشم نمی‌خورد (TINN: $F_{(3,12)}=0.05$, $P=0.688$; RR tri index: $F_{(3,27)}=2.03$, $P=0.132$).

تجزیه و تحلیل داده‌های مربوط به حوزه فرکانس نیز نشان می‌دهد که درمورد TP تفاوت معناداری وجود دارد (TP: $F_{(3,36)}=3.26$, $P=0.032$). اجرای آزمون تعقیبی بونفرونی نیز حاکی از آن است که بین شرایط سنگ کوب و شرایط کنترل تفاوت معناداری مشاهده می‌شود ($P=0.012$). همچنین، در ارتباط با شرایط غیرسنگ کوب باید گفت که هرچند TP کاهش یافته است، اما تفاوت معنادار نمی‌باشد ($P=0.422$). مقایسه دیگر زوج‌نمونه‌ها نیز تفاوت معناداری را نشان نمی‌دهد ($P=0.659$).

قابل ذکر است که دیگر شاخص‌های حوزه فرکانس نیز تفاوت معناداری را نشان نمی‌دهند. ($P=1.00$, $P=1.00$, $P=1.00$)

HF: $F_{(3,30)}=0.88$, $P=0.459$

LF: $F_{(3,30)}=1.13$, $P=0.353$

VLF: $F_{(3,30)}=0.156$, $P=0.925$

LF/HF: $F_{(3,33)}=0.486$, $P=0.694$

علاوه بر این، اجرای آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که در مورد اثرات اصلی SD1 تفاوت معناداری وجود دارد ($SD1: F_{(3,30)}=3.3$, $P=0.033$). مقایسه زوج‌نمونه‌ها نیز حاکی از آن است که سطح SD1 شرایط غیرسنگ‌کوب در مقایسه با شرایط کنترل به‌طور معناداری کاهش یافته است ($P=0.018$) (شکل شماره سه)، اما در ارتباط با دیگر موارد، مقایسه زوج‌نمونه‌ها تفاوت معناداری را نشان نمی‌دهند ($P=1.00$, $P=0.183$, $P=1.00$, $P=1.00$, $P=0.062$). علاوه بر این، آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که SD2 به‌طور معناداری کاهش یافته است ($SD2: F_{(3,36)}=4.14$, $P=0.013$). اجرای آزمون تعقیبی نیز بیانگر آن است که بین شرایط غیرسنگ‌کوب و کنترل تفاوت معناداری وجود دارد ($P=0.050$), اما در مورد سایر زوج‌نمونه‌ها تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود ($P=0.218$, $P=0.081$, $P=1.00$, $P=1.00$, $P=1.00$). در ارتباط با سایر شاخص‌های غیرخطی نیز اثرات اصلی تفاوت معناداری را نشان ندادند.

($F_{(3,30)}=1.35$, $P=0.275$; $F_{(3,30)}=0.295$, $P=0.829$; 2).

در نهایت، آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که در مورد EDR تفاوت معناداری وجود دارد ($EDR: F_{(3,39)}=3.65$, $P=0.021$). همان‌طور که در جدول شماره سه قابل مشاهده است، در ارتباط با تمامی شرایط محرک صوتی، سطح EDR افزایش یافته است، اما اجرای آزمون تعقیبی نشان می‌دهد که تنها بین شرایط غیرسنگ‌کوب و کنترل تفاوت معناداری وجود دارد ($P=0.045$) و در مورد سایر زوج‌نمونه‌ها نیز تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود ($P=1.00$, $P=0.286$, $P=1.00$). بر پایه این نتایج آشکار است که برخلاف وضعیت استراحت، طی مرحله فعالیت بدنی، محرک صوتی هم‌زمان بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیرگذار بوده است؛ به‌ویژه بر محرک‌های صوتی سنگ‌کوب و غیرسنگ‌کوب.

جدول ۳- آمار توصیفی (میانگین \pm انحراف استاندارد) داده‌های حوزه‌ی زمان، فرکانس و غیرخطی مرحله‌ی

فعالیت بدنی

شاخص‌ها	کنترل	سنگ‌کوب	غیرسنگ‌کوب	مترونوم
Mean HR (bpm)	۱۳۷/۱ \pm ۱۶/۲	۱۴۰/۴ \pm ۱۸/۵	۱۴۳/۲ \pm ۱۸/۱	۱۳۹/۵ \pm ۱۶/۵
RMSSD (ms)	۵/۹ \pm ۲/۰	۶/۶ \pm ۳/۲	*۳/۸ \pm ۲/۰۳	۶/۴ \pm ۳/۵
RR tri index	۲/۱ \pm ۰/۵	۲/۰۴ \pm ۰/۶	۱/۸ \pm ۰/۶	۲/۱ \pm ۰/۶
TINN (ms)	۳۵/۱ \pm ۲/۵	۳۷/۷ \pm ۶۰/۱	۲۷/۷ \pm ۳/۵	۳۰/۹ \pm ۱۴/۱
LF (%)	۷۰/۷ \pm ۱۱/۱	۶۶/۱ \pm ۱۲/۷	۶۸/۳ \pm ۱۱/۲	۶۸/۱ \pm ۹/۲
HF (%)	۱۴/۰۳ \pm ۷/۰۶	۱۷/۲ \pm ۱۲/۲	۱۵/۱ \pm ۷/۰۲	۱۶/۵ \pm ۸/۱
VLF (%)	۱۵/۰۷ \pm ۶/۵	۱۶/۲ \pm ۴/۱	۱۶/۴ \pm ۱۰/۸	۱۵/۰۱ \pm ۵/۵
LF/HF ratio	۶/۶ \pm ۳/۸	۶/۸ \pm ۵/۵	۵/۹ \pm ۴/۰۲	۵/۸ \pm ۴/۷
TP (ms ²)	۳۰/۱ \pm ۲۰/۰۲	*۱۴/۶ \pm ۱۴/۱	۱۸/۳ \pm ۲۷/۳	۱۹/۸ \pm ۲۳/۰۳
SD1 (ms)	۴/۳ \pm ۱/۴	۴/۵ \pm ۲/۴	*۲/۷ \pm ۱/۵	۵/۱ \pm ۲/۳
SD2 (ms)	۷/۶ \pm ۲/۲	۵/۹ \pm ۲/۲	*۵/۲ \pm ۳/۶	۵/۸ \pm ۳/۱
1	۰/۸۹ \pm ۰/۴	۰/۷۵ \pm ۰/۴	۰/۹۰ \pm ۰/۴	۰/۷۹ \pm ۰/۳
2	۰/۸۱ \pm ۰/۱	۰/۸۲ \pm ۰/۱	۰/۸۳ \pm ۰/۱	۰/۸۴ \pm ۰/۱
EDR (HZ)	۰/۴۱ \pm ۰/۰۸	۰/۴۸ \pm ۰/۰۸	*۰/۵۰ \pm ۰/۰۷	۰/۴۶ \pm ۰/۰۷

*تفاوت از گروه کنترل

آمار توصیفی مربوط به شاخص‌های تغییرپذیری ضربان قلب در جدول شماره چهار ارائه شده است. هرچند سطح برخی شاخص‌های حوزه‌ی زمان (RMSSD، RR tri، TINN) افزایش یافته است، اما اجرای آزمون آنوا با اندازه‌گیری مکرر نشان می‌دهد که تفاوت معناداری وجود ندارد.

RMSSD: $F_{(3,33)}=0.247$, $P=0.863$

RR tri index: $F_{(3,33)}=0.535$, $P=0.662$

TINN: $F_{(3,33)}=0.454$, $P=0.716$

مشابه با شاخص‌های حوزه‌ی زمان، شاخص‌های حوزه‌ی فرکانس (TP، LF/HF، VLF، HF، LF) نیز تفاوت معناداری را نشان نمی‌دهند.

LF: $F_{(3,33)}=0.784$, $P=0.512$

LF/HF: $F_{(3,33)}=0.482$, $P=0.697$

VLF: $F_{(3,33)}=0.340$, $P=0.797$

HF: $F_{(3,33)}=1.189$, $P=0.329$

TP: $F_{(3,33)}=.283$, $P=0.837$

علاوه بر این، در مورد شاخص‌های غیرخطی (SD1، SD2، 1، 2) و EDR نیز تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود.

SD1: $F_{(3,33)}=0.247$, $P=0.863$

SD2: $F_{(3,33)}=0.383$, $P=0.766$

1: $F_{(3,33)}=1.326$, $P=0.282$

2: $F_{(3,33)}=0.288$, $P=0.834$

EDR: $F_{(3,33)}=0.810$, $P=0.498$

در مجموع، آشکار است که طی مرحله بازگشت به حالت اولیه، محرک صوتی نتوانسته است به طور معناداری بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر بگذارد.

جدول ۴- آمار توصیفی (میانگین \pm انحراف استاندارد) داده‌های حوزه زمان، فرکانس و غیرخطی مرحله بازگشت به حالت اولیه

شاخص‌ها	کنترل	سنگ کوب	غیرسنگ کوب	مترنوم
Mean HR (bpm)	۸۹/۴ \pm ۱۱/۷	۹۰/۲ \pm ۱۱/۷	۹۲/۹ \pm ۱۵/۶	۹۴/۱ \pm ۱۱/۳
RMSSD (ms)	۲۰/۵ \pm ۱۰/۵	۲۱/۸ \pm ۹/۱	۲۱/۷ \pm ۱۱/۶	۱۸/۵ \pm ۱۰/۰۴
RR tri index	۷/۴ \pm ۲/۱	۸/۵ \pm ۲/۳	۸/۷ \pm ۳/۰۵	۷/۵ \pm ۲/۷
TINN (ms)	۱۸۵/۳ \pm ۵۱/۲	۲۲۰/۴ \pm ۵۵/۵	۲۱۸/۷ \pm ۷۴/۴	۱۹۹/۲ \pm ۶۵/۵
LF (%)	۷۴/۶ \pm ۱۱/۵	۷۴/۹ \pm ۱۳/۷	۷۴/۱ \pm ۱۶/۱	۷۷/۶ \pm ۹/۸
HF (%)	۱۶/۶ \pm ۱۰/۵	۱۵/۲ \pm ۱۰/۲	۱۷/۵ \pm ۱۴/۸	۱۳/۲ \pm ۹/۵
VLF (%)	۸/۷ \pm ۴/۸	۹/۷ \pm ۴/۹	۸/۲ \pm ۳/۸	۹/۰۵ \pm ۳/۴
LF/HF ratio	۶/۸ \pm ۴/۶	۸/۰۸ \pm ۵/۸	۸/۳ \pm ۷/۷	۸/۴ \pm ۴/۶
TP (ms ²)	۹۸۵/۰ \pm ۴۸۱/۸	۱۱۹۳/۴ \pm ۵۵۸/۰۶	۱۱۴۰/۱ \pm ۵۷۰/۰۷	۱۱۰۶/۸ \pm ۶۸۲/۷
SD1 (ms)	۱۴/۵ \pm ۷/۴	۱۵/۴ \pm ۶/۴	۱۴/۴ \pm ۸/۲	۱۳/۱ \pm ۷/۱
SD2 (ms)	۴۰/۶ \pm ۱۰/۱	۴۵/۳ \pm ۹/۷	۴۲/۳ \pm ۱۳/۵	۴۲/۳ \pm ۱۴/۱
1	۱/۴ \pm ۰/۲	۱/۴ \pm ۰/۲	۱/۴ \pm ۰/۲	۱/۵ \pm ۰/۱
2	۰/۴۹ \pm ۰/۱	۰/۵۰ \pm ۰/۰۸	۰/۴۸ \pm ۰/۰۹	۰/۵۳ \pm ۰/۰۹
EDR (HZ)	۰/۲۸ \pm ۰/۰۴	۰/۲۹ \pm ۰/۰۴	۰/۲۸ \pm ۰/۰۳	۰/۲۹ \pm ۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

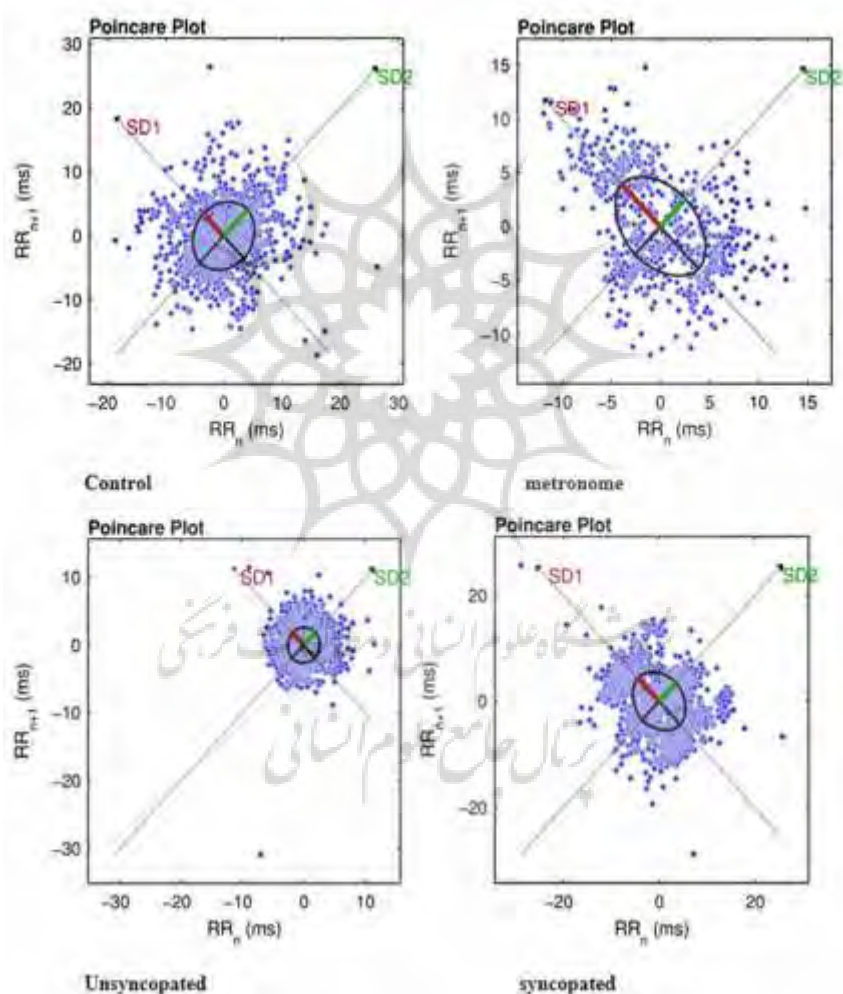
همان‌گونه که انتظار می‌رفت، طی فعالیت بدنی درمقایسه با دیگر شرایط، پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب متفاوت بود. نتایج این پژوهش نشان داد که طی فعالیت بدنی، تغییرپذیری ضربان قلب کاهش پیدا می‌کند. متأسفانه، تاکنون رابطه بین هم‌زمانی صوتی - حرکتی و تغییرپذیری ضربان قلب توسط پژوهشگران مورد بررسی قرار نگرفته است. با این وجود، ویکوف و همکاران^۱ (۲۰۱۳) به بررسی این موضوع پرداختند که چگونه آوازخواندن که نوعی راهنمای الگوی تنفس است، بر تغییرپذیری ضربان قلب و آریتمی سینوسی تنفسی^۲ تأثیر می‌گذارد. آن‌ها نتیجه‌گیری کردند که موسیقی با تأثیر گذاشتن بر الگوی تنفس، بر آریتمی سینوسی تنفسی تأثیر می‌گذارد. همچنین، آن‌ها ساختار موسیقی را در پژوهش خود بررسی نمودند و عنوان کردند که وقتی ساختار موسیقی منظم است، تغییرپذیری ضربان قلب تحت تأثیر تواتر و فاز خواننده قرار می‌گیرد. آن‌ها در پایان نتیجه‌گیری نمودند و عنوان کردند از آنجایی که ساختار موسیقی، راهنمای تنفس خواننده است؛ لذا، تغییرپذیری ضربان قلب به واسطه آریتمی سینوسی تنفسی ایجاد شده است. به عبارت دیگر، ساختار موسیقی، تعیین‌کننده سرعت تنفس و درنهایت، هم‌زمانی بین تنفس و تغییرپذیری ضربان قلب می‌باشد. آن‌ها پیشنهاد کردند که هماهنگی با تغییرات در ساختار موسیقی و الگوی خواندن، ضربان قلب نیز به‌طور هم‌زمان کاهش و افزایش یافته است (۳۳). هرچند برخلاف پژوهش حاضر، آن‌ها تأثیر ساختار موسیقی بر تغییرپذیری ضربان قلب و هم‌زمانی ریتم تنفس با تغییرپذیری ضربان قلب را بررسی نمودند، اما نتایج پژوهش آن‌ها به‌خوبی نشان‌دهنده نقش هم‌زمان ساختار موسیقی می‌باشد. در حیطه فعالیت بدنی، اوراکاوا و یوکویاما (۲۰۰۵) به بررسی تأثیر موسیقی بر تغییرپذیری ضربان قلب طی فعالیت بدنی پرداختند و نتیجه‌گیری نمودند که موسیقی نه تنها طی فعالیت بدنی نقش مفرحی دارد، بلکه به‌طور معناداری سطح تغییرپذیری ضربان قلب را کاهش می‌دهد (۱۲).

اگرچه ما شاهد کاهش تغییرپذیری ضربان قلب طی فعالیت بدنی بودیم، اما این افزایش تنها در شرایط محرک صوتی سنگ‌کوب و غیرسنگ‌کوب دیده شد. در واقع، شرایط مترونوم مشابه شرایط کنترل نتوانسته بود بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر معناداری داشته باشد.

به‌خوبی مشخص شده است که فعالیت ذهنی و احساسی می‌تواند بر عملکرد سیستم عصبی خودمختار تأثیر بگذارد (۳۴). مطالعات پیشین نشان داده‌اند که تلاش ذهنی (تلاش ذهنی واژه‌ای است که به‌طور معمول در حیطه فیزیولوژی - روان‌شناختی در زمینه مطالعات توجه انتخابی و بارکار ذهنی به‌کار می‌رود) افزایش فعالیت سیستم عصبی خودمختار را به‌دنبال دارد (۳۷-۳۴، ۴). این

1. Vickhoff
2. Respiratory Sinus Arrhythmia

مطالعات نشان داده‌اند که تلاش ذهنی با تغییر در شاخص‌های سیستم عصبی خودمختار مانند وضعیت قلب و عروق، تنفس و فعالیت انقباضی عضلات در ارتباط می‌باشد. در این مطالعات، ارزیابی وضعیت قلب و عروق عموماً نشان‌دهنده افزایش ضربان قلب (۳۴،۳۶)، کاهش تغییرپذیری ضربان قلب و افزایش فشارخون (۳۵) می‌باشد. این نتایج به‌طور مشابهی بر افزایش یافتن فعالیت شاخه سمپاتیک سیستم عصبی خودمختار تأکید داشته‌اند.



شکل ۳- نمای تصویری نمودار پوینکاره مشاهده‌شده مربوط به یکی از آزمون‌دهنده‌ها طی شرایط مختلف

در زمینه موسیقی، پژوهشگران معتقد هستند که افزایش احساسات در پاسخ به موسیقی به شکل رفلکسی روی نمی‌دهد، بلکه حاصل توجه، تجربه و لذت بردن آگاهانه است (۳۸). در این راستا، مونزانو و همکاران^۱ (۲۰۱۰) در پژوهش خود به بررسی تأثیر فیزیولوژیک - روان‌شناختی خبرگی^۲ (در این پژوهش خبرگی به مفهوم توانمندی تسلط در نوازندگی تعریف شده است) طی نواختن پیانو پرداختند و عنوان کردند که ارتباط معناداری بین خبرگی و ضربان قلب، فشارخون، تغییرپذیری ضربان قلب و عمق تنفس وجود دارد (۳۴). بر پایه این پژوهش، آشکار است که توجه انتخابی و به‌دنبال آن بارکار ذهنی طی شنیدن موسیقی بر سیستم عصبی خودمختار تأثیرگذار می‌باشد.

اگرچه ارتباط بین محرک صوتی، تلاش ذهنی، سطح انگیزتگی و سیستم عصبی خودمختار پیش از این تأیید شده است، اما نتایج مطالعات نشان می‌دهند که سه بخش از ساختار موسیقی نقش برجسته‌ای در بروز انگیزتگی بالا و یا پایین دارد: آکسان، سرعت و ساختار ریتمیک موسیقی (۳۹). در پژوهش حاضر، تمام محرک‌های صوتی دارای سرعتی مشابه، اما ریتم و آسکان متفاوتی بودند. همچنین، در شرایط مترونوم این پژوهش فاقد هرگونه آکسان و ساختار ریتم بود؛ از این رو، به‌نظر می‌رسد شرایط ریتمیک (سنگ‌کوب و غیرسنگ‌کوب) برخلاف شرایط مترونوم توانسته است بر بارکار ذهنی و سطح انگیزتگی تأثیر بگذارد. از آنجایی که در توالی نت‌های هم‌زمان، شرایط ریتمیک دارای آکسان بیشتری بودند به‌نظر می‌رسد که از یک‌سو توجه بیشتری را به‌خود معطوف کرده است و از سوی دیگر، به آزمودنی‌ها جهت سازمان‌دهی ادراکی توالی صداها طی رکاب‌زدن کمک کرده است.

پیش از این نشان داده شده بود که ساختار محرک صوتی در صورت همراه شدن با حرکت می‌تواند بر پردازش داده‌های صوتی تأثیر بگذارد (حتی اگر توالی و فاصله صداها مشابه باشد) (۴۰، ۴۱)؛ برای نمونه، افراد بزرگسال طی راه‌رفتن هم‌زمان با موسیقی، استراتژی متفاوتی را نسبت به راه‌رفتن با مترونوم در پیش می‌گیرند (۴۲، ۴۳). همچنین، مطالعات در زمینه پاسخ‌های فیزیولوژیک به محرک صوتی نشان می‌دهد که بین سطح توجه و آکسان ارتباط وجود دارد. بروچارد و همکاران^۳ (۲۰۰۳) با منحرف کردن ذهن شنونده‌ها در بخش‌های مختلف یک محرک صوتی با توالی‌های یکسان، پاسخ آن‌ها را از طریق پتانسیل مربوط به رویداد مغزی^۴ ارزیابی نمودند. پاسخ پتانسیل مربوط به رویداد نشان داد که دامنه موج مغزی، تحت تأثیر آکسان به‌طور معناداری افزایش یافته است. آن‌ها نتیجه‌گیری نمودند که این رویداد، شناختی بوده و با سطح توجه در ارتباط می‌باشد (۱۳).

-
1. De Manzano
 2. Flow
 3. Brochard
 4. Event-Related Potentials

همچنین، شیفر ولک و دساین^۱ (۲۰۱۴) به بررسی تأثیر آکسان بر پتانسیل مربوط به رویداد پرداختند و بیان کردند که پاسخ پتانسیل مربوط به رویداد، در پاسخ به صدای با آکسان و بدون آکسان متفاوت است (۴۴).

بر پایهٔ تئوری توجه پویای زمان محور، با ارائهٔ توالی محرک صوتی، شنونده الگوی منظم را استخراج کرده و ساختار توالی صوتی را پیش‌بینی می‌کند. این پیش‌بینی موجب معطوف‌شدن توجه شنونده به بخش‌های خاصی از توالی شده که به شکل آکسان شنیده می‌شود (۲۲). در مجموع، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که شرایط ریتمیک برخلاف شرایط مترونوم با توجه به ساختار خود و به واسطهٔ تغییر دادن سطح توجه و به دنبال آن سطح بارکار ذهنی توانسته است بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر بگذارد.

برخلاف شرایط فعالیت بدنی، محرک صوتی طی مرحلهٔ استراحت نتوانست بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر معناداری داشته باشد. اگرچه، این نتایج با برخی از مطالعات هماهنگ می‌باشد (۵،۴۵)، اما با یافته‌های برخی دیگر از پژوهش‌ها در تضاد است (۴۶،۴۷). به نظر می‌رسد که چندین عامل در مشاهدهٔ این پاسخ نقش داشته‌اند. همان‌گونه که پیش از این نشان داده شد، بخشی از پاسخ‌های فیزیولوژیک بدن تحت تأثیر توجه بروز پیدا می‌کند. برخلاف مرحلهٔ فعالیت بدنی، طی مرحلهٔ استراحت، آزمودنی‌ها نیازی نداشتند که به شکل فعال به محرک صوتی و ساختار آن توجه کنند و در واقع، به شکل غیرفعال به محرک صوتی گوش فرا داده‌اند.

از سوی دیگر، به نظر می‌رسد تفاوت در نتایج این پژوهش و دیگر مطالعات طی مرحلهٔ استراحت، به دلیل متفاوت بودن ساختار محرک صوتی تحت مطالعه بوده است. توجه داشتن به این واقعیت که ساختار موسیقی از اجزای مختلفی (مانند ملودی، هارمونی، سرعت و ریتم) تشکیل شده است اهمیت زیادی دارد. اکثر مطالعاتی که به بررسی تأثیر موسیقی پرداخته‌اند، موسیقی با ساختار کلی را مورد مطالعه قرار داده‌اند. نتایج این پژوهش‌ها نشان‌دهندهٔ تأثیر اجزای موسیقی بر پاسخ‌های فیزیولوژیکی می‌باشد (۱،۲۰،۷،۱۵). با این وجود، در شرایطی که جنبه‌های زمان محور ریتم و میزان مورد بررسی قرار می‌گیرد، اصولاً دیگر اجزا مانند زیرایی و سرعت، ثابت و بدون تغییر در نظر گرفته می‌شود. نتیجهٔ این استراتژی، فراهم کردن زمینه برای بررسی بخش مشخصی از ساختار موسیقی است، اما این شیوه موجب محدودیت‌هایی مانند از دست رفتن برخی دیگر از اجزای تأثیرگذار موسیقی می‌شود. قابل ذکر است که این‌گونه محرک‌های آزمایشگاهی، همواره ساده بوده و کمتر مورد توجه شنونده قرار می‌گیرند؛ از این رو، به نظر می‌رسد یکی از دلایل عدم مشاهدهٔ تأثیر معنادار در محرک صوتی طی مرحلهٔ استراحت، ساده بودن ساختار محرک صوتی باشد.

به‌طور کلی، نتایج نشان داد که هم‌زمانی با محرک صوتی بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر معناداری داشته است. پاسخ تغییرپذیری ضربان قلب نیز تحت تأثیر ساختار محرک صوتی قرار دارد و در مجموع، هم‌زمانی با محرک صوتی، تغییرپذیری ضربان قلب را کاهش داده است. از سوی دیگر، نتایج بیانگر آن بود که بدون هم‌زمانی صوتی حرکتی (مرحله استراحت)، محرک صوتی بر تغییرپذیری ضربان قلب تأثیر معناداری نداشته و ندارد و به‌نظر می‌رسد که ناشی از ساختار ساده محرک صوتی و عدم نیاز به توجه بوده است. در پایان، طی مرحله بازگشت به حالت اولیه، محرک صوتی تأثیر معناداری بر تغییرپذیری ضربان قلب نداشته است. در مطالعات آتی پرداختن به جنبه‌های دیگر ساختار موسیقی مانند زیرایی و ملودی ضروری به‌نظر می‌رسد.

پیام مقاله: یافته‌های این پژوهش نشان دادند که همراه شدن فعالیت بدنی با محرک صوتی، تغییرپذیری ضربان قلب را کاهش می‌دهد. همچنین، نتایج بیانگر نقش ساختار موسیقی و تأثیر آن بر پاسخ‌های فیزیولوژیک (سمپاتیک و پاراسمپاتیک) می‌باشد.

منابع

1. Daly I, Williams D, Hallowell J, Hwang F, Kirke A, Malik A, et al. Music-induced emotions can be predicted from a combination of brain activity and acoustic features. *Brain and Cognition*. 2015; 101(1): 1-11.
2. Karageorghis C I, Jones L. On the stability and relevance of the exercise heart rate–music-tempo preference relationship. *Psychology of Sport and Exercise*. 2014; 15(3): 299-310.
3. Morillon B, Schroeder C E, Wyart V. Motor contributions to the temporal precision of auditory attention. *Nat Commun*. 2014; 15(5): 5255.
4. Potter R F, Choi J. The effects of auditory structural complexity on attitudes, attention, arousal, and memory. *Media Psychology*. 2006; 8(4): 395-419.
5. da Silva A G, Guida H L, Antonio A M, Marcomini R S, Fontes A M, Carlos de Abreu L, et al. An exploration of heart rate response to differing music rhythm and tempos. *Complement Ther Clin Pract*. 2014; 20(2): 130-4.
6. do Amaral J A, Guida H L, de Abreu L C, Barnabé V, Vanderlei F M, Valenti V E. Effects of auditory stimulation with music of different intensities on heart period. *Journal of Traditional and Complementary Medicine*. 2015; 6(1):23-8.
7. Pérez-Lloret S, Diez J, Domé M N, Delvenne A A, Braidot N, Cardinali D P, et al. Effects of different “relaxing” music styles on the autonomic nervous system. *Noise and Health*. 2014; 16(72): 279.
8. Wang H M, Huang S C. Musical rhythms affect heart rate variability: Algorithm and models. *Advances in Electrical Engineering*. 2014; 2014(2014): 1-14.
9. Juslin P N, Sloboda J. *Handbook of music and emotion: Theory, research, applications*. (pp. 933–957). New York, NY: Oxford University Press.

10. Stauss H M. Heart rate variability. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*. 2003; 285(5): 927-31.
11. Yamashita S, Iwai K, Akimoto T, Sugawara J, Kono I. Effects of music during exercise on RPE, heart rate and the autonomic nervous system. *J Sports Med Phys Fitness*. 2006; 46(3): 425-30.
12. Urakawa K, Yokoyama K. Music can enhance exercise-induced sympathetic dominancy assessed by heart rate variability. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*. 2005; 206(3): 213-8.
13. Brochard R, Abecasis D, Potter D, Ragot R, Drake C. The “Ticktock” of our internal clock direct brain evidence of subjective accents in isochronous sequences. *Psychological Science*. 2003; 14(4): 362-6.
14. Valenti V E, Guida H L, Frizzo A C, Cardoso A C, Vanderlei L C, Abreu L C. Auditory stimulation and cardiac autonomic regulation. *Clinics (Sao Paulo)*. 2012; 67(8): 955-8.
15. Roque A L, Valenti V E, Guida H L, Campos M F, Knap A, Vanderlei L C, et al. The effects of auditory stimulation with music on heart rate variability in healthy women. *Clinics (Sao Paulo)*. 2013; 68(7): 960-7.
16. Gomez P, Danuser B. Relationships between musical structure and psychophysiological measures of emotion. *Emotion*. 2007; 7(2): 377.
17. John's S. Music structure and emotional response: Some empirical findings. *Psychology of Music*. 1991; 991(9): 120.
18. Jones M R, Fay R R, Popper A. Music perception. New York, Springer Science. 2010; 129-65.
19. Witek M A, Clarke E F, Wallentin M, Kringelbach M L, Vuust P. Syncopation, body-movement and pleasure in groove music. *PLoS One*. 2014; 9(4): 94446.
20. Peper C L, Oorthuizen J K, Roerdink M. Attentional demands of cued walking in healthy young and elderly adults. *Gait Posture*. 2012; 36(3): 378-82.
21. Bood R J, Nijssen M, van der Kamp J, Roerdink M. The power of auditory-motor synchronization in sports: Enhancing running performance by coupling cadence with the right beats. *PLoS One*. 2013; 8(8): 70758.
22. Jones M R, Boltz M. Dynamic attending and responses to time. *Psychol Rev*. 1989; 96(3): 459-91.
23. Kondo H M, Pressnitzer D, Toshima I, Kashino M. Effects of self-motion on auditory scene analysis. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2012; 109(17): 6775-80.
24. Manning F, Schutz M. “Moving to the beat” improves timing perception. *Psychonomic Bulletin & Review*. 2013; 20(6): 1133-9.
25. Nozaradan S, Zerouali Y, Peretz I, Mouraux A. Capturing with EEG the neural entrainment and coupling underlying sensorimotor synchronization to the beat. *Cereb Cortex*. 2015; 25(3): 736-47.
26. Phillips-Silver J, Trainor L J. Feeling the beat: Movement influences infant rhythm perception. *Science*. 2005; 308(5727): 1430.
27. Su Y H, Poppel E. Body movement enhances the extraction of temporal structures in auditory sequences. *Psychol Res*. 2012; 76(3): 373-82.
28. Iordanescu L, Grabowecky M, Suzuki S. Action enhances auditory but not visual temporal sensitivity. *Psychonomic Bulletin & Review*. 2013; 20(1): 108-14.

29. Schmidt-Kassow M, Heinemann L V, Abel C, Kaiser J. Auditory-motor synchronization facilitates attention allocation. *Neuroimage*. 2013; 15(82): 101-6.
30. Buchheit M, Al Haddad H, Laursen P B, Ahmaidi S. Effect of body posture on postexercise parasympathetic reactivation in men. *Exp Physiol*. 2009; 94(7): 795-804.
31. Tarvainen M P, Ranta-Aho P O, Karjalainen P A. An advanced detrending method with application to HRV analysis. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2002; 49(2): 172-5.
32. Zhang F, Chen S, Zhang H, Zhang X, Li G. Bioelectric signal detrending using smoothness prior approach. *Medical Engineering & Physics*. 2014; 36(8): 1007-13.
33. Vickhoff B, Malmgren H, Åström R, Nyberg G, Ekström S R, Engwall M, et al. Music structure determines heart rate variability of singers. *Frontiers in Psychology*. 2013; 4(334): 1-16.
34. de Manzano O, Theorell T, Harmat L, Ullen F. The psychophysiology of flow during piano playing. *Emotion*. 2010; 10(3): 301-11.
35. Hjortskov N, Rissen D, Blangsted A K, Fallentin N, Lundberg U, Sogaard K. The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. *Eur J Appl Physiol*. 2004; 92(1-2): 84-9.
36. Kennedy D O, Scholey A B. Glucose administration, heart rate and cognitive performance: Effects of increasing mental effort. *Psychopharmacology (Berl)*. 2000; 149(1): 63-71.
37. Laumann K, Gärling T, Stormark K M. Selective attention and heart rate responses to natural and urban environments. *Journal of Environmental Psychology*. 2003; 23(2): 125-34.
38. Grewe O, Nagel F, Kopiez R, Altenmüller E. How does music arouse “Chills”? *Annals of the New York Academy of Sciences*. 2005; 1060(1): 446-9.
39. Schubert E. Measuring emotion continuously: Validity and reliability of the two-dimensional emotion-space. *Australian Journal of Psychology*. 1999; 51(3): 154-65.
40. Rodger M W, Craig C M. Timing movements to interval durations specified by discrete or continuous sounds. *Exp Brain Res*. 2011; 214(3): 393-402.
41. Rodger M W, Craig C M. Moving with beats and loops: The structure of auditory events and sensorimotor timing, sound, music, and motion. *Springer*; 2014; 89(5): 204-17.
42. Styns F, van Noorden L, Moelants D, Leman M. Walking on music. *Hum Mov Sci*. 2007; 26(5): 769-85.
43. Wittwer J E, Webster K E, Hill K. Music and metronome cues produce different effects on gait spatiotemporal measures but not gait variability in healthy older adults. *Gait & Posture*. 2013; 37(2): 219-22.
44. Schaefer R S, Vlek R J, Desain P. Decomposing rhythm processing: Electroencephalography of perceived and self-imposed rhythmic patterns. *Psychol Res*. 2011; 75(2): 95-106.
45. de Castro B C, Guida H L, Roque A L, de Abreu L C, Ferreira L L, Raimundo R D, et al. Previous exposure to musical auditory stimulation immediately influences the cardiac autonomic responses to the postural change maneuver in women. *Int Arch Med*. 2013; 6(1): 32.
46. Iwanaga M, Kobayashi A, Kawasaki C. Heart rate variability with repetitive exposure to music. *Biol Psychol*. 2005; 70(1): 61-6.

47. Roque A L, Valenti V E, Guida H L, Campos M F, Knap A, Vanderlei L C, et al. The effects of different styles of musical auditory stimulation on cardiac autonomic regulation in healthy women. *Noise Health*. 2013; 15(65): 281-7.

استناد دهی

ذوالفقاری محمدرضا، آصفی یحیی، خادم‌وطن کمال. تأثیر محرک صوتی موزیکال بر تغییرپذیری ضربان قلب طی شرایط استراحت، فعالیت بدنی و بازگشت به حالت اولیه. فیزیولوژی ورزشی. زمستان ۱۳۹۵؛ ۸(۳۲): ۵۲-۱۳۱.

Zolfaghari. M. R, Asefi. Y, Khadem Vatan. K. The Effects of Musical Auditory Stimuli on Heart Rate Variability at Rest, Exercise and Recovery Conditions. *Sport Physiology*. Winter 2017; 8 (32): 131-52.

The Effects of Musical Auditory Stimuli on Heart Rate Variability at Rest, Exercise and Recovery Conditions

M. R. Zolfaghari¹, Y. Asefi², K. Khadem Vatan³

1. Assistant Professor of Exercise Physiology, Urmia University
2. Ph.D. Student of Exercise Physiology, Urmia University*
3. Associate Professor of Cardiology, Urmia University of Medical Sciences

Received: 2015/11/30

Accepted: 2016/04/13

Abstract

The objective of this research was to evaluate the response of autonomic nervous system to different auditory stimuli rhythms in rest, exercise and recovery conditions. For this purpose, 14 physical education students with an average age of 21.5 ± 0.79 years, weight 64.9 ± 88.42 kg, body mass index 20.2 ± 72.25 kg/m² and height 176.3 ± 83.99 cm were recruited and evaluated at four separate sessions (without music, metronome, regular auditory stimulus, irregular sound stimulus). In each occasion, during three phases of rest, exercise and recovery, a 12-lead electrocardiogram was recorded. Heart rate variability was measured with a total recording time of 10 min at rest, 10 min at exercise and 15 min at recovery phases. Analysis of repeated measures ANOVA showed no significant effect of auditory stimulus on heart rate variability during rest phase. In contrast to the resting phase, during exercise phase auditory stimuli significantly reduced heart rate variability. Especially, the effects of syncopated and regular auditory stimuli were more prominent. Similar to rest phase, during recovery phase, heart rate variability indices did not change significantly. The findings of this study showed that entrainment with auditory stimuli affected heart rate variability. Also, the heart rate variability response was influenced by the auditory stimuli structure. In sum, entrainment with auditory stimuli decreased heart rate variability.

Keywords: Exercise, Heart Rate Variability, Autonomic Nervous System, Auditory Stimuli

* Corresponding Author

Email: y.asefi@urmia.ac.ir