

اختلاف میان عملکرد سیستم قلبی و عروقی زنان و مردان در هنگام دویدن با بیشینه نرخ ضربان قلبی: با تأکید بر دینامیک فضای فاز

زهرای براتی مقدم^۱، زهرا قائمیان^۲، نجمه صاحب علم^۳، عاتکه گشوارپور^۲، قاسم صادقی بجستانی^۴

چکیده

سابقه و هدف: تمرکز مطالعه حاضر، بررسی تفاوت عملکرد سیستم قلبی و عروقی میان زنان و مردان، ناشی از اثر دویدن با توجه به تحلیل دینامیک فضای فاز می‌باشد.

مواد و روشها: ۵۴ دانشجوی دو گروه مرد (۳۴ نفر، $1/66 \pm 21/68$ سال و $9/77 \pm 67/01$ کیلوگرم) و زن (۲۰ نفر، $5/33 \pm 22/4$ سال و $5/79 \pm 54/1$ کیلوگرم) به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آنالیز پارامترهای سیگنال تغییرات نرخ ضربان قلب، بعنوان شاخص‌های تغییرات سیستم قلبی و عروقی بدن صورت پذیرفت. با ترسیم دینامیک فضای فاز و استفاده از معیار پوانکاره به استخراج ویژگی‌های حوزه زمان پرداخته شد. آزمون آماری تی مستقل با سطح معناداری ($p < 0.05$) به منظور تحلیل آماری استفاده شد.

یافته‌ها: طبق نتایج حاصل از پردازش‌ها، پنج پارامتر $PNN50$ ، HR_{max} ، T_r ، $P-Com$ و $\frac{SD_1}{SD_2}$ بیانگر ارتباط معنادار ($p < 0.05$) می‌باشند. در این تحقیق مشاهده شد که میانگین مدت زمانیکه طول می‌کشد تا فرد به بیشترین ضربان خود برسد در گروه زن‌ها بیشتر بوده و باتوجه به مقدار میانگین پارامترهای $PNN50$ و $rMSSD$ در گروه مردان بیشتر از زن‌ها است، نتیجه می‌شود که با تحریک عصب واگ و تحت تأثیر قرار گرفتن اعصاب پاراسمپاتیک، شاهد آهسته تر بودن ریتم ضربان قلب در گروه مردان هستیم.

نتیجه‌گیری: براساس نتایج تحلیلی می‌توان استنباط کرد که در اثر فعالیت ورزشی، در دینامیک فضای فاز قلبی مسیر افزایش ضربان قلب و کاهش آن یکسان نبوده که ناشی از خواص آشوبگون و پویایی غیرخطی سیستم زیستی بدن انسان می‌باشد. همچنین آنالیز این پارامترها نشان می‌دهد که فواصل موجود بین دو ضربان متوالی در مردان بیشتر بوده و در نتیجه این گروه از ریتم ضربان کمتر و متعاقباً به طور تقریبی از آمادگی جسمانی بالاتری نسبت به گروه زن‌ها برخوردارند.

واژه‌های کلیدی: فضای فاز، قطع پوانکاره، تغییرات نرخ ضربان قلب، فعالیت ورزشی

۱ دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی، دانشگاه بین المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران

۲ دانش آموخته کارشناسی مهندسی پزشکی، دانشگاه بین المللی امام رضا (ع)، مشهد، ایران

۳ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین المللی امام رضا، مشهد، ایران

۴ استادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین المللی امام رضا، مشهد، ایران. نویسنده مسئول: g.sadeghi@imamreza.ac.ir

مقدمه

در سیستم‌های زیستی که دارای دینامیک آشوبگون و رفتار غیرقابل پیش‌بینی هستند، ارزیابی تغییرات ناگهانی و کمی‌سازی تغییرات کیفی، بسیار حائز اهمیت می‌باشد. در همین راستا مدل‌ها و روش‌های متعددی برای شبیه‌سازی پارامترهای موجود ابداع شده که از آن جمله می‌توان به مدل‌های طیفی، عددی و روش‌های تجربی اشاره نمود. یکی از روش‌های کل نگر مطرح در این زمینه، نظریه دینامیک غیرخطی آشوب است. این نظریه به بیان رفتار به ظاهر تصادفی و نامنظم پدیده مدنظر پرداخته، درحالی که قانونمند بوده و از یک رابطه غیرخطی تبعیت می‌کند.

طبق تحقیقات مختلف و همچنین حقایق علمی موجود، ورزش و فعالیت بدنی اثری مثبت بر سلامت جسمانی افراد دارد (۱) که در جهت رسیدن به این موضوع از پردازش تغییرات نرخ ضربان قلب^۱ (HRV) استفاده می‌شود. طبق پژوهش‌های علمی، این شاخص جزو مهم ترین ابزارهای بررسی عملکرد قلب می‌باشد (۱). از تکنیک‌های مختلفی برای اندازه‌گیری سیگنال HRV استفاده می‌شود که از جمله آنها می‌توان به روش‌های حوزه زمان، فرکانس و همچنین تحلیل‌های غیرخطی اشاره نمود. بررسی شاخص‌های حوزه زمان ساده‌ترین روش محاسباتی است که شامل مجموعه‌ای از ویژگی‌های آماری است (۲). سیگنال‌های ثبت شده از بدن مجموعی از سیگنال‌های متناوب با فرکانس‌های متفاوتند. با توجه به دینامیک غیرخطی و پیچیده سیستم قلبی عروقی که دارای رفتار غیر ایستا می‌باشد، استفاده از تحلیل‌های آشوبگون و ویژگی‌های فضای فاز در کنار روش‌های مرسوم می‌تواند نتایج بهتری حاصل کند (۳). مزیت مهم روش‌های کل نگر، توجه به تعاملات بین اجزاء و جریان اطلاعات موجود در سیستم می‌باشد (۴). براساس مقالات پیشین، شاخص تغییرپذیری ضربان قلب با مقدار پایین به طور کاملاً مستقل و مؤثر در پیش‌بینی افزایش مرگ و میر نقش دارد (۵). همچنین نظارت بر سیگنال این ویژگی، به منظور شناسایی عدم تعادل در سیستم اعصاب مرکزی منجر به کشف اختلالات قلبی و در نتیجه پیشگیری از عوارض شدید و مختلف سیستم قلبی و عروقی می‌گردد (۶). به منظور بررسی تأثیر ورزش بر سیستم قلبی، می‌توان از آنالیز HRV به عنوان ابزاری غیرتهاجمی استفاده کرد. مانیتورینگ ضربان قلب یکی از گزینه‌های مناسب برای اندازه‌گیری فواصل RR^{2} در حین فعالیت و پس از آن بوده و توسط ابزارهای ثبت ضربان پوشیدنی، مانند سنسور "Polar RS800" انجام شده است (۷). طبق تحقیق دیگری که در سال‌های اخیر صورت گرفته، به منظور بررسی اثر سیستم اعصاب مرکزی بر پارامترهای فیزیولوژیکی سیستم قلب و عروق از روش محاسبه پهنای قطع پوانکاره^۳ استفاده شده است (۸). پینگ شی^۴ و همکاران (۹) در پژوهش خود به این نتیجه رسیدند که در حین فعالیت ورزشی، اثر اعصاب سمپاتیک بر قلب به صورت افزایش ضربان می‌باشد و پس از اتمام ورزش، کاهش فعالیت این اعصاب و آغاز فعالیت اعصاب پاراسمپاتیک موجب کاهش ضربان قلب می‌گردد. آنها با استفاده از روش پردازشی غیرخطی پوانکاره، نتایج بهتری نسبت به تحلیل در حوزه زمان ارائه نموده‌اند. بنابراین یکی از روش‌های مختلف بررسی سیگنال HRV، استفاده از نمودار پوانکاره می‌باشد که برای اولین بار به عنوان ابزاری کیفی استفاده شد و بعدها، موضوع کمی‌سازی هندسه

¹ Heart Rate Variability (HRV)

² RR Interval

³ Poincare' plot

⁴ Ping Shi

طرح پوانکاره پیشنهاد گردید (۱۰). تالپو^۱ و همکاران یک بیضی روی طرح پوانکاره قرار داده تا اندیس‌هایی از نرخ ضربان قلب محاسبه نمایند (۱۱). همچنین برنان^۲ و همکاران نشان دادند که پهنای طرح پوانکاره، سطح تغییرات کوتاه مدت سیگنال نرخ ضربان قلب را نشان می‌دهد (۱۲).

ایده طرح حاضر، تمرکز بر دینامیک آشوبگون سیستم قلبی و نیز استفاده توأم پارامترهای حوزه زمان و تکنیک فضای فاز و قطع پوانکاره می‌باشد. به کمک فعالیت‌های ورزشی و تأثیر آن بر سیستم قلبی، شاخص‌های خطی و غیر خطی بررسی شده‌اند. در پایان به تحلیل تفاوت عملکرد قلبی میان زنان و مردان پرداخته شده‌است. در واقع هدف اصلی استفاده از ورزش به عنوان ابزاری برای تحریک سیستم عصبی و پیامد آن بر فعالیت قلب و عروق بوده که به بررسی این اثر در فضای فاز به عنوان یک پارامتر غیرقابل پیش بینی و غیر خطی بین دو گروه پرداخته شده است. بررسی تأثیر جنسیت افراد مورد آزمایش نیز، نکته‌ای است که در مقالات مرتبط با این موضوع بررسی نشده که در این پژوهش، اثر این پارامتر مورد مطالعه قرار گرفته‌است.

روش پژوهش

۵۴ دانشجوی دانشگاه امام رضا به صورت داوطلبانه در پژوهش حاضر، شرکت کردند. از افرادی که دارای بیماری‌های خاص مانند مشکلات قلبی و عروقی بودند، صرف نظر شد. جهت ثبت ضربان قلب از سنسور ضربان سنج بلوتوث دار (ساخت شرکت پلار فنلاند "polar H7") با نرخ نمونه برداری یک ضربان در هر ثانیه استفاده شده‌است. شکل (۱) بیانگر الگوریتم کلی انجام تحقیقات صورت گرفته می‌باشد. پس از جمع‌آوری داده، فاز پیش پردازش دادگان آغاز شد. به این صورت که سیگنال ضربان قلب و نرخ تغییرات آن، آماده پردازش‌های آتی مانند استخراج ویژگی‌های حوزه زمان و همچنین اعمال قطع پوانکاره بر فضای فاز، می‌گردند. سنسور ضربان سنج توسط کمربند به دور قفسه سینه بسته شده و ضربان‌های ثبت شده، با استفاده از اپلیکیشن پلار بیت^۳ توسط گوشی هوشمند قابل مشاهده می‌باشند. سپس جهت استخراج داده‌ها از طریق ایمیل اقدام نموده و در ابتدا به صورت فایل اکسل و سپس جهت تحلیل و پردازش، از فرمت مخصوص نرم افزار متلب استفاده شد. در ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شده تا از انجام فعالیت شدید قبل از انجام آزمایش خودداری کرده، سپس طبق پروتکل مشخص، شروع به دویدن کنند. در نهایت داده‌های ۳۴ نفر در گروه مرد و ۲۰ نفر در گروه زن مورد تحلیل و بررسی قرار گرفت که ویژگی‌های آزمودنی‌ها در جدول (۱) قابل مشاهده می‌باشد.

جدول ۱: مشخصات توصیفی آزمودنی‌ها (انحراف معیار ± میانگین)

گروه	تعداد	قد(سانتی متر)	وزن(کیلوگرم)	سن(سال)
مرد	۳۴	۱۷۷/۳ ± ۷/۱۵	۶۷/۰۱ ± ۹/۷۷	۲۱/۶۸ ± ۱/۶۶
زن	۲۰	۱۶۰ ± ۴/۱۸	۵۴/۱ ± ۵/۷۹	۲۲/۴ ± ۵/۳۳

¹ Tulppo

² Brennan

³ Polar Beat



آزمون استفاده شده در این پژوهش شامل دویدن جهت رسیدن به ضربان قلب بیشینه^۱ و نیز استراحت غیرفعال به منظور بازگشت به ضربان اولیه و ثبت مدت زمان بازگشت می‌باشد. شرکت‌کنندگان بایستی طبق پروتکل ارائه شده ۱۰ دور، دور زمین والیبال بدوند:

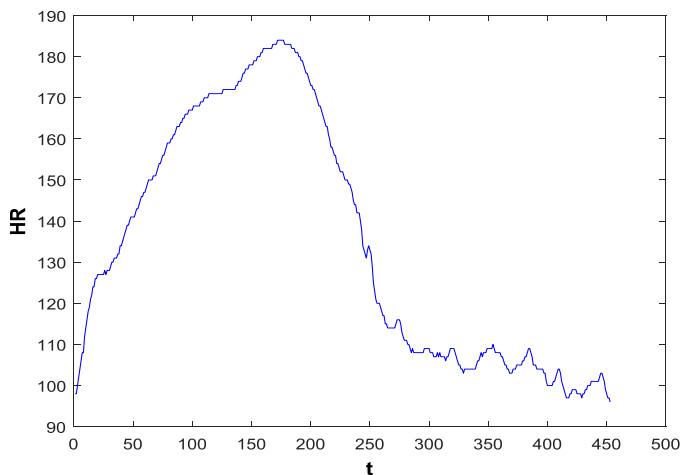
- ابتدا ضربان قلب اولیه^۲ در حالت استراحت ثبت می‌شود.
 - در هفت دور اولیه با سرعتی متعادل شروع به دویدن می‌کنند.
 - از دور هفتم به بعد سرعت دویدن را افزایش دهند.
 - در دور دهم با نهایت سرعت خود می‌دوند.
- زمان و ضربان قلب نهایی نیز در پایان دور دهم ثبت شده و فاز دوم آزمایش آغاز می‌گردد به نحوی که آزمودنی‌ها بلافاصله پس از اتمام فعالیت، جهت ثبت مدت زمان لازم برای رسیدن به ضربان قلب در حالت اولیه، به صورت غیرفعال در حالت نشسته یا خوابیده استراحت می‌کنند. داده‌های موجود از ضربان قلب هر فرد پس از استخراج از

¹ Heart Rate Maximum (HR_{max})

² HR_{min}

محیط اکسل، توسط نرم افزار متلب پردازش شده و سیگنال ضربان قلب و HRV آنها به ترتیب مطابق با شکل (۲) و شکل (۳) آماده می‌گردد.

شکل (۲) بیانگر فضای زمانی سیگنال ضربان قلب ثبت شده طبق پروتکل مشروح می‌باشد که از ضربان اولیه در استراحت آغاز شده و طی یک روند صعودی با افزایش سرعت، به مقدار بیشینه خود رسیده و سپس با قطع فرآیند دویدن مرحله کاهش ضربان تا رسیدن به مقدار اولیه آغاز می‌گردد. همچنین در شکل (۳) به ترسیم فضای فاز سیگنال HRV پرداخته شده است که به طور ویژه با استفاده از رنگ، سعی شده است تا مسیر رفت^۱ و برگشتی^۲ مطابق با پروتکل ثبت مشخص گردد. مسیر قرمز رنگ بیانگر مرحله اول یعنی آغاز دویدن تا رسیدن به ضربان بیشینه بوده و مسیر سیاه رنگ نیز نشان دهنده فاز دوم به معنای آغاز استراحت جهت رسیدن به ضربان اولیه می‌باشد. در این شکل فلش‌های جهت‌دار نشان‌دهنده تغییرات سیگنال HR است.



شکل ۲: نمایی از سیگنال HR ثبت شده طبق پروتکل برای ثبت شماره ۵۰

یکی از روش‌های بررسی HRV، ارزیابی آن در حوزه زمان می‌باشد. با این روش، هم ضربان لحظه‌ای و هم فواصل بین کمپلکس‌های نرمال متوالی محاسبه می‌شوند. ویژگی‌هایی که از حوزه زمان استخراج می‌گردند، شامل مجموعه ای از ویژگی‌های آماری به شرح زیر می‌باشند:

^۳SDNN: انحراف معیار فواصل زمانی RR که متغیر رایج‌تری در بررسی‌های زمانی شاخص HRV محسوب شده و تغییرات کلی ضربان قلب را نمایان می‌سازد و در مبحث فیزیولوژیک به معنی آن است که می‌تواند تحت تأثیر اعصاب سمپاتیک و پاراسمپاتیک قرار گیرد (۵).

^۴rMSSD: جذر میانگین مربع اختلاف فواصل RR متوالی.

$$rMSSD = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (۱)$$

^۱ Rise Time (T_r)

^۲ Fall Time (T_f)

^۳ Standard Division Normal To Normal

^۴ The Square Root Of The Mean Squared Differences Between Adjacent NN Intervals

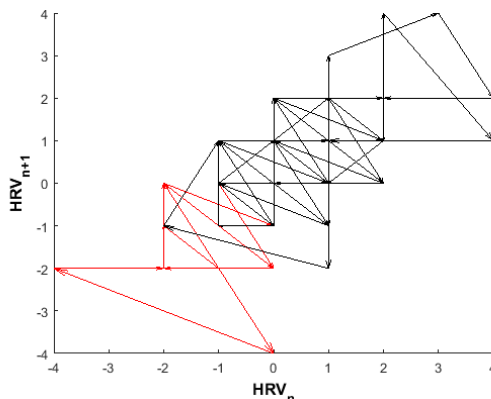
"RR" بیانگر اختلاف فاصله بین دو ضربان متوالی است که بر اساس قله‌های کمپلکس "QRS" در نظر گرفته می‌شود. N نیز تعداد کل ضربان‌ها در یک سیگنال قلبی کامل می‌باشد. rMSSD منعکس‌کننده‌ی یکپارچگی اتونوم با اجزاء پاراسمپاتیک می‌باشد و به طور کلی مدولاسیون عصب واگ را منعکس می‌کند (۱۳، ۱۴). NN50 تعداد اختلاف فواصل RR متوالی بزرگتر از ۵۰ میلی ثانیه.

^۱PNN50: درصد تعداد اختلاف فواصل RR متوالی که بزرگتر از ۵۰ میلی ثانیه باشد و در ارتباط با موضوع، به معنای آهسته بودن ریتم ضربان قلب است.

$$PNN50 = \frac{NN50}{N} \times 100\% \quad (2)$$

جزئیات پارامترهای محاسبه شده در این قسمت، در جدول قسمت نتایج شرح داده خواهند شد.

تحلیل و بررسی نمودار پوآنکاره، یک روش مبتنی بر هندسه و فرآیندی غیرخطی جهت ارزیابی دینامیک HRV می‌باشد. این نمودار نمایشی از سری زمانی در فضای فاز بوده که مقدار هر دو نقطه متوالی از سری زمانی، به معنی یک نقطه در صفحه است (۸). این روش بیانگر نمایش فضای فاز رابطه بین دو فاصله ضربان RR متوالی می‌باشد که به تفکیک تغییرات کوتاه مدت و بلند مدت می‌پردازد. مفهوم فضای فاز سیگنال قلبی اشاره به دینامیک غیرخطی سیستم زیستی دارد. مبنای اولیه فضای فاز، ترسیم هر نمونه بر حسب نمونه بعدی می‌باشد، بنابراین محور عمودی n+1 و محور افقی n نامگذاری می‌شود. ویژگی فضای فاز این است که با پنهان کردن زمان، به بررسی ویژگی‌های نهفته در سیگنال می‌پردازد. فضای فاز ترسیم شده فضای فاز تأخیری نامیده می‌شود که تأخیر یک در HR تأخیر معمول می‌باشد (۱۵، ۱۶). بر همین اساس در این نمودارها محور افقی نشان دهنده RR(n) و محور عمودی نشان دهنده RR(n+1) می‌باشد. به لحاظ آماری نمودار مذکور، همبستگی بین فواصل متوالی RR را به صورت گرافیکی نمایش می‌دهد (۱۲).



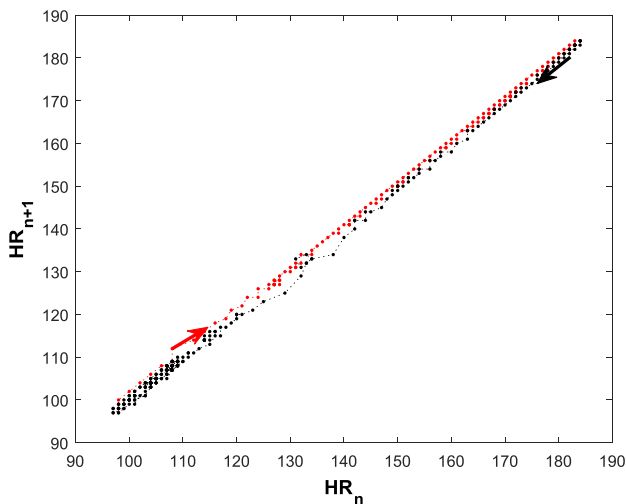
شکل ۳: نمونه‌ای از سیگنال HRV جهت دار برای ثبت شماره ۵۰

^۱ Percentage of Successive Normal-to-Normal Interval Differences that are greater than 50 ms

در شکل (۴) نیز به ترسیم فضای فاز سیگنال قلبی پرداختیم که مسیرهای رفت و برگشت ضربان مانند شکل (۳) مشخص شده‌اند. این شکل بیانگر حلقه‌ی هیستریزس مبتنی بر رفتار آشوبگون دینامیک زیستی است که مسیر رفت و برگشت یکسان نبوده و سیستم در اصطلاح اتلافگر انرژی می‌باشد، یعنی با گذشت مدت زمان از انرژی آن کاسته می‌شود که در بدن انسان نیز این قضیه صادق می‌باشد. به منظور استخراج اطلاعات از سیگنال‌های کیفی ثبت شده، از پلات پوانکاره که شاخصی برای کمی کردن اطلاعات است استفاده شد. این تکنیک یکی از روش‌های غیر خطی برای رفع محدودیت ایستایی سیگنال است. از مزایای پلات پوانکاره می‌توان به درک ساده، تفسیر راحت و سرعت محاسبه بالا اشاره نمود. همچنین این روش مبتنی بر ویژگی‌های هندسی دینامیک سیگنال می‌باشد (۱۷)، از توصیف استاندارد، برای کمی هندسه پوانکاره استفاده می‌شود که به آن "SD1" و "SD2" می‌گویند و از روابط (۳) و (۴) محاسبه می‌شوند، سپس می‌توانیم آنها را با رسم یک بیضی روی نمودار پوانکاره نشان دهیم که در شکل (۵) مشاهده می‌شود. این توصیف‌گرها بیان‌کننده نصف قطر کوچک و بزرگ بیضی هستند. SD1 بیانگر انحراف معیار فاصله نقاط از خط $y=x$ می‌باشد که پهنای بیضی را نشان می‌دهد (تغییرات کوتاه مدت) و SD2 انحراف معیار از خط $y = -x + 2RR(m)$ می‌باشد که نشان دهنده طول بیضی است (تغییرات بلند مدت) و $RR(m)$ میانگین از $RR(n)$ می‌باشد. نتایج نشان می‌دهد که پهنای طرح پوانکاره می‌تواند فعالیت سیستم اعصاب پاراسمپاتیکی را منعکس کند. SD به معنای انحراف از معیار سری زمانی است و نسبت SD1 به SD2 را نیز می‌توان برای توصیف ارتباط بین این مؤلفه‌ها محاسبه کرد.

$$SD1 = \frac{\sqrt{2}}{2} SD(RR_n - RR_{n+1}) \quad (3)$$

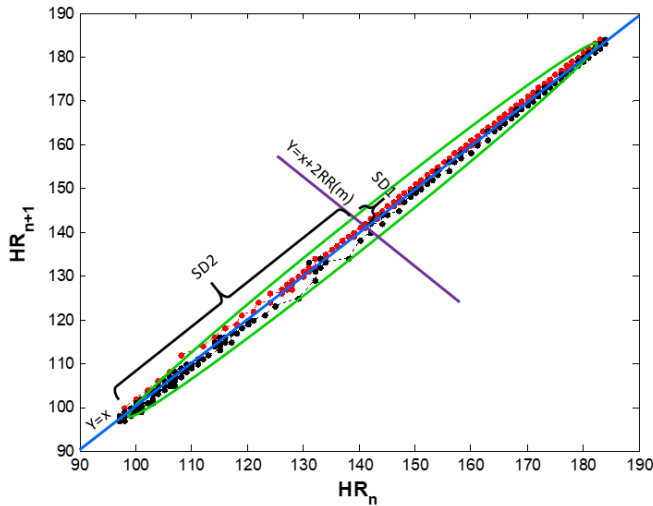
$$SD2 = \sqrt{(2SD(RR_n))^2 - \frac{1}{2} SD(RR_n - RR_{n+1})^2} \quad (4)$$



شکل ۴: فضای فاز سیگنال HR. مسیر قرمز رنگ بیانگر فاز اول (Tr) و نقاط مشکی، نشان دهنده مسیر برگشت (Tf) و فاز دوم پروتکل می‌باشند.

¹ Standard division 1 (SD1)

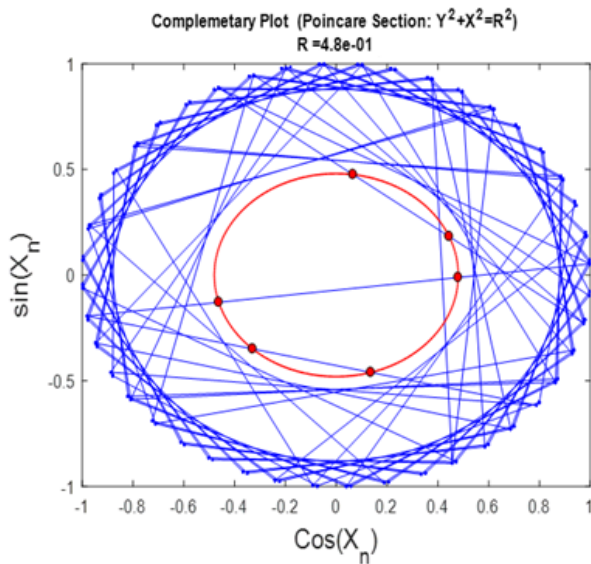
² Standard division 2 (SD2)



شکل ۵: فضای فاز سیگنال HR و اعمال قطع پوانکاره

علاوه بر این مفهوم، در شکل (۶) استفاده از قطع پوانکاره با مقطع دایره مشاهده می‌گردد که با نام "ترسیم ماندالا"^۱ نیز شناخته می‌شود (۱۵). در این کاربرد نمودارهای مکمل در واقع بیانگر ارتباط میان فرآیندهای متضاد در عملکرد سیستم قلبی عروقی هستند. در فیزیولوژی از این فرآیندهای متضاد به سمپاتیک و پاراسمپاتیک یاد می‌شود. هرچقدر تعامل میان این فرآیندهای متضاد بیشتر باشد، راندمان سیستم بالاتر رفته و عملکرد آن به عملکرد مطلوب نزدیک‌تر است. در شکل (۶) علاوه بر استفاده از نمودار ماندالا جهت نمایش کیفی تعامل میان فرآیندهای متضاد سیستم قلبی عروقی با استفاده از سیگنال HR، از قطع پوانکاره برای کمی کردن این کیفیت استفاده شده است. قطع پوانکاره در واقع سوالی است که از دینامیک سیستم پرسیده می‌شود و اطلاعات خالص سیستم می‌باشد، اطلاعاتی که آغشته به ماده و انرژی نیست. قطع پوانکاره با شعاع بهینه بهترین سوالی است که می‌تواند بیشترین مقدار اطلاعات را برای تمایز دو گروه موردنظر ارائه دهد (۱۹). این روش بیانگر روابط میان اجزای سیستم مورد بررسی است که مرتبط با مبحث آشوبگون بودن سیستم زیستی، نشان دهنده تعاملات جاری در عملکرد قلب می‌باشد. در حیطه علوم اعصاب، شاهد این هستیم که در افراد دارای بیماری، نمودار ماندالا با نظم خاصی رسم می‌گردد اما در گروه افراد سالم، این نمودار دارای اغتشاش و به هم ریختگی می‌باشد (۱۹). روش دیگر به کار رفته در این تحقیق استفاده از این نمودار بوده که خصوصیات این نوع قطع، اجرای آن در فضای سینوسی بر حسب کسینوس سیگنال قلبی با استفاده از شعاع مشخصی است. همچنین درصد خطایی به میزان ۰/۰۰۰۱ به منظور محاسبه تعداد نقاط نزدیک به این قطع در نظر گرفته شده است.

^۱ Mandala Plot



شکل ۶: نمودار پوانکاره با مقطع دایره، شعاع 4.8×10^{-1} برای ثبت شماره ۵۰

یافته‌ها

نتایج نشان داد که میان دو گروه زن و آقا پارامترهای HR_{max} ($p=0.008$)، T_r ($p=0$)، $PNN50$ ($p=0.026$)، $\frac{SD_1}{SD_2}$ ($p=0.033$) و تعداد نقاط قطع پوانکاره ($P=0.023$) دارای تفاوت معناداری می‌باشند (جدول ۲). در خصوص تحلیل انجام شده بر روش مرسوم قطع پوانکاره طبق مطالعات پیشین، مطابق با شکل (۷) که پارامتر $\frac{SD_1}{SD_2}$ را نشان می‌دهد، میانگین این نسبت در گروه زن‌ها از مردان کمتر می‌باشد. بدین معنا که نسبت قطر کوچک به قطر بزرگ بیضی فرضی در قطع پوانکاره به طور کلی می‌تواند تداعی‌گر مفهوم مساحت بیضی باشد. همچنین پراکندگی داده‌ها در گروه مردان بیشتر می‌باشد. نمودارهای جعبه‌ای^۱ مربوط به پارامترهای HRV در دو گروه زن و مرد رسم شده است. نمودار جعبه‌ای شامل پنج ویژگی ماکزیمم، مینیمم، چارک اول، چارک دوم و چارک سوم است. همانطور که در شکل (۸) نشان داده شده است میانگین ماکزیمم نرخ ضربان قلب در گروه زن‌ها بیشتر از مردان بوده است و در میان تمام شرکت‌کنندگان با توجه به انحراف معیار مقادیر، تغییرات آن در گروه مردان به شدت زیاد بوده است. در شکل (۹) میانگین درصد تعداد فواصلی که اختلاف آنها بیشتر از ۵۰ میلی ثانیه است در مردان بیشتر می‌باشد و همچنین پراکندگی در مردان بیشتر می‌باشد که این نتایج با مقادیر جدول (۲) در ارتباط است. همچنین طبق شکل ۱۰ در گروه زن‌ها شاهد پراکندگی و میانگین بیشتری نسبت به مردان هستیم که با مقادیر جدول نیز در ارتباط است و در شکل ۱۱ نیز، گروه مردان دارای میانگین و پراکندگی بیشتری نسبت به زن‌ها می‌باشد.

^۱ Box plots

جدول ۲: تغییرات میانگین و انحراف معیار متغیرها در گروه‌های مورد بررسی

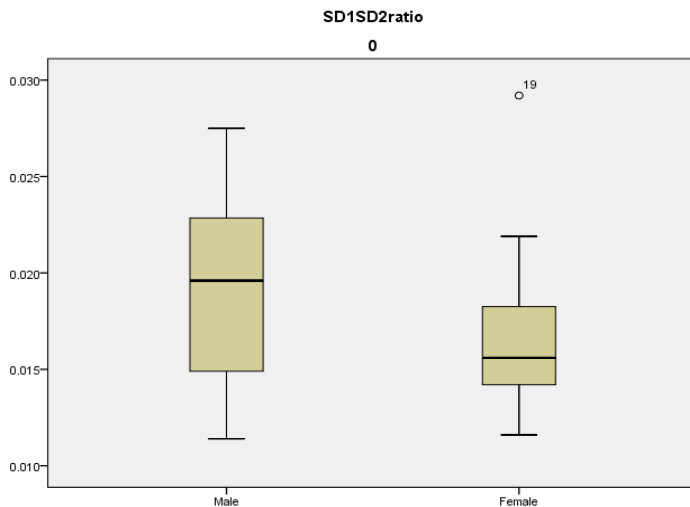
t	p	میانگین \pm انحراف معیار	گروه	واحد	متغیر
۲/۱۹۲	۰/۰۳۳	۰/۰۰۳ \pm ۰/۱۶۴	زن	-	SD_1/SD_2
		۰/۰۰۷ \pm ۰/۱۹۷	مرد		
۱/۳۴۳	۰/۱۸	۰/۹۲۳ \pm ۰/۱۸۱	زن	ms	SDNN
		۱/۰۰۷ \pm ۰/۲۴	مرد		
-۲/۲۹۷	۰/۰۲۶	۲۵/۹۷ \pm ۱/۴۳	زن	%	PNN50
		۲۷/۵۳ \pm ۲/۸۲	مرد		
۱/۱۰۴	۰/۲۴	۰/۰۷۲ \pm ۰/۰۸۲	زن	ms	rMSSD
		۰/۰۹۸ \pm ۰/۰۸۲	مرد		
-۵/۰۳	۰/۰۰۰۵	۲۰۴ \pm ۳۸/۱۲	زن	s	T_r
		۱۵۸/۳۸ \pm ۲۸/۱۹	مرد		
۱/۰۸	۰/۲۸	۲۸۸/۹ \pm ۹۹/۷۷	زن	s	T_f
		۳۳۰/۹۲ \pm ۱۸۶/۱	مرد		
-۲/۷۸۳	۰/۰۰۸	۱۸۹/۸ \pm ۴/۷۵	زن	bps	HR_{max}
		۱۸۳/۷ \pm ۱۱/۱۶	مرد		
۲/۳۴۳	۰/۰۲۳	۳۰۱/۸۵ \pm ۶۹/۱۴	زن	-	P-Comp
		۳۸۲ \pm ۱۲۵/۱	مرد		

T_r : مدت زمان شروع دویدن تا HR_{max} .

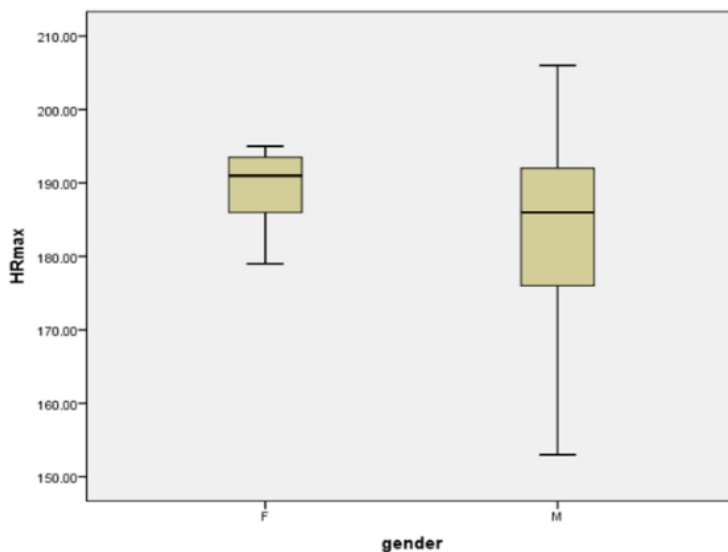
T_f : مدت زمان از HR_{max} تا پایان ثبت،

P-comp: تعداد نقاط قطع پوانکاره با مقطع دایره ای،

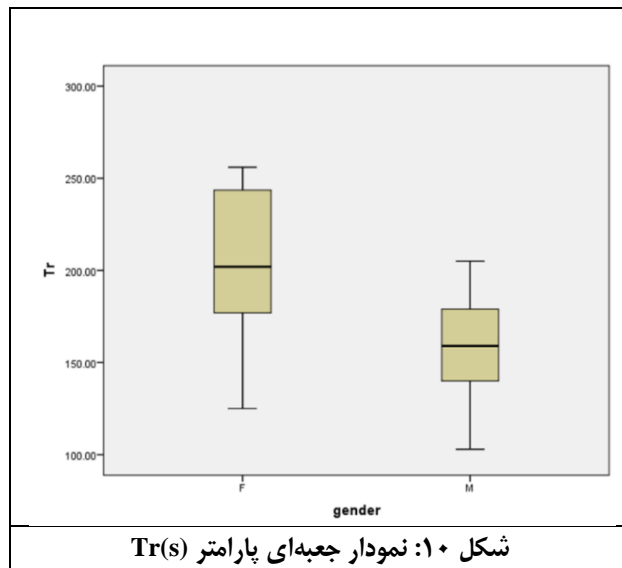
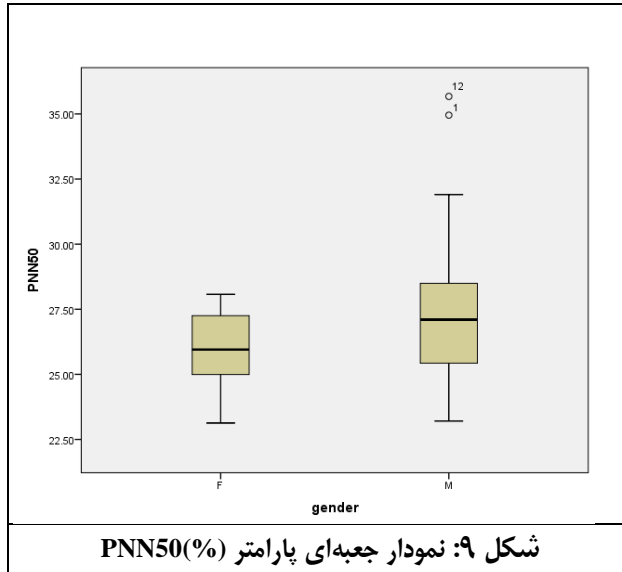
$p \leq 0.05$ بعنوان سطح معناداری در نظر گرفته شده است

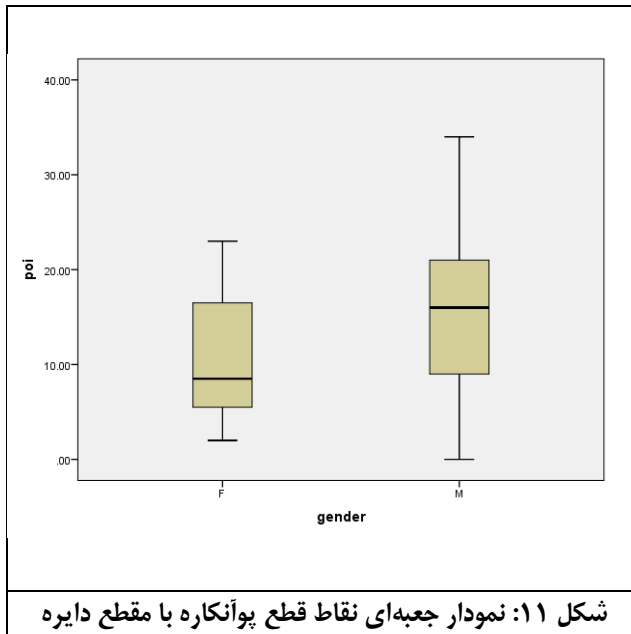


شکل (۷) نمودار جعبه ای مربوط به نسبت $\frac{SD_1}{SD_2}$



شکل (۸) نمودار جعبه ای پارامتر HRMax(bps)





بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش سعی شده‌است تا اثر دویدن بر دینامیک سیستم قلبی بین دو گروه مردان و زن‌ها، با توجه به تحلیل پارامترهای حوزه‌ی زمان و نیز استفاده از فضای فاز سیگنال ضربان قلب و همچنین اعمال قطع پوآنکاره در این فضا، مورد تحلیل و بررسی قرار گیرد. طبق پروتکل ثبت ارائه شده و روش‌های پردازشی صورت گرفته، نتیجه حاصل به صورت ارائه چهار شاخص کمی به عنوان پارامترهای تفکیک کننده دو گروه مرد و زن بیان گردید. مفهوم اصلی این شاخص‌ها، بیان تفاوت‌های موجود بین دینامیک قلبی و عروقی مردان و زن‌ها بوده و همچنین به عنوان معیارهایی جهت ارزیابی عملکرد این سیستم در نظر گرفته می‌شوند. همچنین براساس تحلیل آماری پارامترهای استخراج شده، به وجود تفاوت معنادار میان شاخص‌های قلبی میان زن‌ها و آقایان پی می‌بریم که در نتیجه این ویژگی‌ها از ارزش تشخیصی خوبی برخوردار هستند و می‌توان از آنها به عنوان معیار مناسبی جهت جداسازی این دو گروه از یکدیگر استفاده کرد. طبق نتایج تحقیق، بر اساس پارامتر PNN50، نتیجه می‌شود که میانگین داده‌ها در گروه مردان بیشتر از گروه زن‌ها بوده و این موضوع بیانگر این است که فواصل موجود بین دو ضربان متوالی در مردان بیشتر است، در نتیجه از ریتم ضربان کمتری برخوردارند. همچنین طبق شاخص T_r میانگین و واریانس گروه زن‌ها نسبت به گروه مردان بیشتر می‌باشد و این بدین معناست که مدت زمان بیشتری طول می‌کشد تا به ماکزیمم ضربان قلب خود برسند. در خصوص پارامتر HR_{max} که بیانگر مقدار ضربان قلب بیشینه در بین دو گروه می‌باشد، نتیجه می‌شود که پراکندگی داده‌ها در گروه زن‌ها بسیار کمتر از مردان بوده است. همچنین باتوجه به اینکه مقدار میانگین ماکزیمم ضربان قلب در مردان کمتر است، می‌توان نتیجه گرفت که این گروه تقریباً از سطح آرامش و عدم استرس بیشتری نسبت به زن‌ها برخوردارند. طبق نتایج حاصل از مقالات Hector Sabelli نمودار ماندالای قلبی در افراد دچار بیماری‌های قلبی نسبت به افراد سالم الگوی بسیار منظم‌تری دارد (۲۰، ۲۱). براساس شکل (۶)

و تعداد نقاط قطع با مقطع دایره این موضوع مطرح می‌گردد که شعاع در نظر گرفته شده بر اساس روش سعی و خطا تعیین می‌گردد و بررسی دقیق‌تر این طرح به عنوان هدفی در تحقیقات آینده مدنظر خواهد بود. براساس شکل (۸) می‌توان نتیجه گرفت، میانگین مدت زمانی که طول می‌کشد تا فرد به بیشترین ضربان خود برسد در زن‌ها بیشتر است و انحراف معیار در این گروه بیشتر می‌باشد. همچنین بررسی شد که استفاده از پارامترهای حوزه زمان به همراه روش‌های غیرخطی مانند قطع پوانکاره منجر به تعیین پارامترهایی جهت بررسی دینامیک قلبی می‌گردد که مطابق با نتایج بررسی شده در تحقیقی است که نشان می‌دهد پارامترهای حوزه زمان در تحلیل فعالیت سیستم سمپاتیک و پاراسمپاتیک دارند (۲۲). بررسی HRV در قالب فضای فاز ارائه شده نشان داد که رنج سنی مورد مطالعه بر شاخص‌های این معیار تأثیر داشته که این موضوع با نتایج تحقیقات قلبی سازگار می‌باشد، به نحوی که ثابت شده است که افزایش سن باعث کاهش پارامترهایی مانند PNN50 می‌گردد (۲۳، ۲۴). همچنین در این تحقیق بررسی شد که مدت زمان افزایش ضربان از مقدار اولیه به حالت بیشینه (T_r) در بین دو گروه، دارای اختلاف معنادار بوده است که با نتایج پیشین بررسی شده در رابطه با کاربرد روش‌های غیرخطی برای شناسایی HRV در تمرینات، مطابقت دارد (۲۵، ۲۶). مطابق با نتایج واس و همکاران^۱ (۲۷) و نیز مقادیر شاخص PNN50 در جدول (۲)، این نتیجه بارز است که زن‌ها نسبت به مردان از عملکرد بیشتر عصب واگ و در مقابل از تعدیل سمپاتیک کمتری برخوردارند. همچنین طبق نتایج تحقیق تاناکا و همکاران^۲ (۲۸) مردان نسبت به زن‌ها از رفلکس قلبی بیشتری برخوردار بوده که ممکن است تفاوت در عملکرد پاراسمپاتیک در ضربان قلب را منعکس سازد. مطابق با مطالعات پیشین، شاخص SD_1/SD_2 بیانگر تعادل میان بازوی سمپاتیک و پاراسمپاتیک است (۲۹). از طرفی مطالعات پیشین نشان داده‌اند که مقدار میانگین این شاخص در حالت آرامش و عدم استرس بیشتر می‌باشد (۳۰). نتایج تحقیق ما نشان داد که مقدار این پارامتر در گروه زن‌ها نسبت به مردان کمتر بوده که ممکن است علت آن بدین دلیل باشد که این گروه از سطح استرس بالاتری برخوردار بوده‌اند. طبق نتایج Massin و همکاران (۳۱)، متغیرهایی که به شدت به عصب واگ وابسته هستند مانند PNN50 و rMSSD همبستگی بسیار قوی بین آنها مشاهده می‌شود. آنها با استفاده از مدل رگرسیون خطی به این نتیجه رسیدند که بین پارامترهای حوزه زمان و فرکانس همبستگی قابل توجهی وجود دارد. مقادیر ارائه شده در جدول (۲) تحقیق حاضر با نتایج مقاله سابلی^۳ (۲۱) به دلیل وجود همبستگی قوی بین این پارامترها، مطابقت دارد. به این صورت که این ارتباط متقابل با ضریب همبستگی مثبت باعث تغییر همزمان پارامترها می‌گردد. همچنین باتوجه به اینکه مقدار میانگین پارامترهای مذکور در گروه مردان بیشتر از زن‌ها است، نتیجه می‌شود که با تحریک عصب واگ و تحت تأثیر قرار گرفتن اعصاب پاراسمپاتیک، شاهد آهسته‌تر بودن ریتم ضربان قلب در گروه مردان هستیم.

تشکر و قدردانی

از اساتید محترم گروه تربیت بدنی دانشگاه امام رضا (ع) و کلیه دانشجویان و افراد شرکت کننده در فرآیند ثبت کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

¹ Voss

² Tanaka

³ Sabelli

1. Kiss O, Sydó N, Vargha P, Vágó H, Czibalmos C, Édes E, et al. Detailed heart rate variability analysis in athletes. *Clinical Autonomic Research*. 2016;26(4):245-52.
2. Buccelletti E, Gilardi E, Scaini E, Galiuto L, Persiani R, Biondi A, et al. Heart rate variability and myocardial infarction: systematic literature review and metanalysis. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2009;13(4):299-307.
3. Kamath C. Analysis of heart rate variability signal during meditation using deterministic-chaotic quantifiers. *Journal of medical engineering & technology*. 2013;37(7):436-48.
4. Hilborn RC. *Chaos and nonlinear dynamics: an introduction for scientists and engineers*: Oxford University Press on Demand; 2000.
5. Sessa F, Anna V, Messina G, Cibelli G, Monda V, Marsala G, et al. Heart rate variability as predictive factor for sudden cardiac death. *Aging (Albany NY)*. 2018;10(2):166.
6. Constantinescu V, Matei D, Costache V, Cuciureanu D, Arsenescu-Georgescu C. Linear and nonlinear parameters of heart rate variability in ischemic stroke patients. *Neurologia i neurochirurgia polska*. 2018;52(2):194-206.
7. Hernando D, Garatachea N, Almeida R, Casajús JA, Bailón R. Validation of heart rate monitor Polar RS800 for heart rate variability analysis during exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2018;32(3):716-25.
8. Massaro S, Pecchia L. Heart rate variability (HRV) analysis: A methodology for organizational neuroscience. *Organizational Research Methods*. 2019;22(1):354-93.
9. Shi P, Hu S, Yu H. Recovery of heart rate variability after treadmill exercise analyzed by lagged Poincaré plot and spectral characteristics. *Medical & biological engineering & computing*. 2018;56(2):221-31.
10. Tsuji H, Venditti Jr FJ, Manders ES, Evans JC, Larson MG, Feldman CL, et al. Reduced heart rate variability and mortality risk in an elderly cohort. *The Framingham Heart Study*. *Circulation*. 1994;90(2):878-83.
11. Tulppo MP, Makikallio T, Takala T, Seppanen T, Huikuri HV. Quantitative beat-to-beat analysis of heart rate dynamics during exercise. *American journal of physiology-heart and circulatory physiology*. 1996;271(1):H244-H52.
12. Brennan M, Palaniswami M, Kamen P. Do existing measures of Poincare plot geometry reflect nonlinear features of heart rate variability? *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2001;48(11):1342-7.
13. Cygankiewicz I, Zareba W. Heart rate variability. *Handbook of clinical neurology*. 117: Elsevier; 2013. p. 379-93.
14. Routledge FS, Campbell TS, McFetridge-Durdle JA, Bacon SL. Improvements in heart rate variability with exercise therapy. *Canadian Journal of Cardiology*. 2010;26(6):303-12.
15. Sabelli HC. *Bios: A study of creation*: World Scientific; 2005.
16. Goshvarpour A, Goshvarpour A. The potential of photoplethysmogram and galvanic skin response in emotion recognition using nonlinear features. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2019:1-16.
17. Goshvarpour A, Goshvarpour A, Rahati S, Saadatian V, Morvarid M. Phase space in EEG signals of women referred to meditation clinic. *Journal of Biomedical Science and Engineering*. 2011;4(6):479.
18. Goshvarpour A, Abbasi A, Goshvarpour A. Indices from lagged poincare plots of heart rate variability: an efficient nonlinear tool for emotion discrimination. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2017;40(2):277-87.

19. Bajestani GS, Golpayegani MRH, Sheikhan A, Ashrafzadeh F. Poincaré section analysis of the electroencephalogram in autism spectrum disorder using complement plots. *Kybernetes*. 2017.
20. Sabelli H. Complement plots: analyzing opposites reveals Mandala-like patterns in human heart beats. *International Journal Of General System*. 2000;29(5):799-830.
21. Sabelli H, Lawandow A, Kopra AR. Asymmetry, symmetry and beauty. *Symmetry*. 2010;2(3):1591-624.
22. Gifford RM, Boos CJ, Reynolds RM, Woods DR. Recovery time and heart rate variability following extreme endurance exercise in healthy women. *Physiological reports*. 2018;6(21):e13905.
23. Antelmi I, De Paula RS, Shinzato AR, Peres CA, Mansur AJ, Grupi CJ. Influence of age, gender, body mass index, and functional capacity on heart rate variability in a cohort of subjects without heart disease. *The American journal of cardiology*. 2004;93(3):381-5.
24. Tsuji H, Venditti FJ, Manders ES, Evans JC, Larson MG, Feldman CL, et al . Determinants of heart rate variability. *Journal of the American College of Cardiology*. 1996;28(6):1539-46.
25. Medeiros AR, del Rosso S, Leicht AS, Hautala AJ, Boullosa DA. Methods of assessment of the post-exercise cardiac autonomic recovery: Additional important factors to be considered. *International journal of cardiology*. 2017;239:23.
26. Boullosa D, Barros E, Del Rosso S, Nakamura F, Leicht A. Reliability of heart rate measures during walking before and after running maximal efforts. *International journal of sports medicine*. 2014;35(12):999-1005.
27. Voss A, Schroeder R, Heitmann A, Peters A, Perz S. Short-term heart rate variability—influence of gender and age in healthy subjects. *PloS one*. 2015;10(3).
28. Tanaka M, Kimura T, Goyagi T, Nishikawa T .Gender differences in baroreflex response and heart rate variability in anaesthetized humans. *British Journal of Anaesthesia*. 2004;92(6):831-5.
29. Tulppo M, Mäkikallio T, Seppänen T, Laukkanen R, Huikuri H. VAGAL MODULATION OF HEART RATE DURING EXERCISE: EFFECTS OF AGE AND PHYSICAL FITNESS 814. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1997;29(5):141.
30. Goshvarpour A, Goshvarpour A. Poincare indices for analyzing meditative heart rate signals. *Biomedical journal*. 2015;38(3).
31. Massin MM, Derkenne B, von Bernuth G. Correlations between indices of heart rate variability in healthy children and children with congenital heart disease. *Cardiology*. 1999;91(2):109-13.

Gender Differences in Cardiovascular Performance While Running at Maximum Heart Rate: Emphasis on Phase Space Dynamic

Zahra Barati Moghadam, Zahra Ghaemian, Najme Sahebalam, Ateke Goshvarpour, Ghasem Sadeghi Bajestani*

Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering and Technology, Imam Reza International University, Mashhad, Iran

* **Corresponding author:** g.sadeghi@imamreza.ac.ir

Abstract

Background and Purpose: The aim of present study was to examine the difference between the cardiovascular performance of women and men due to running effects using phase space dynamics.

Methodology: Fifty four University students were voluntarily participated in this study and divided in two groups' male (34 participants, 21.68 ± 1.66 years old and 67.01 ± 9.77 Kg) and female (20 participants, 22.4 ± 5.33 years old and 54.1 ± 5.79 Kg). Heart rate variability (HRV) parameters as a function of the cardiovascular system indices measured in these subjects. Using drawing the phase space dynamics and applying the Poincaré section, the features of the time-domain extracted. Data were analyzed by an independent t-test with a significance level ($p < 0.05$).

Results: The results of this study showed that the HRV parameters, i.e., P-Com, PNN50, HRmax, Tr, and SD_1/SD_2 in men's group significantly altered compared to the women's group. We found that the average time for reach to maximum heart rate was higher in the women's group and that the average PNN50 and rMSSD parameters in the men's, were higher than the women's, which was stimulated by the parasympathetic and vagus nerve and affected. So this point demonstrated the slowest rhythm of the heartbeat in men.

Conclusion: According to the experimental results, during exercise activities, there is a phenomenon of hysteresis in the cardiac phase space arising from the chaotic and nonlinear dynamics of the biological system in the human body. Therefore, the analysis of these parameters indicates that the intervals between two consecutive beats are higher in men. Thus, they have fewer beats rhythm. Besides, this group is almost more physically fit than women are.

Key words: Phase Space, Poincare Section, Heart Rate Variability, Exercise