

به کارگیری منحنی‌های بازگشتی به منظور تحلیل سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در افراد باتجربه مدیتیشن

^۱عاطفه گشوارپور، ^۲عاتکه گشوارپور و ^۳سید محمدرضا هاشمی گلپایگانی
^{۱،۲}گروه مهندسی پزشکی (بیوالکتریک)، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران
^۳گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

چکیده

هدف مطالعه حاضر، تحلیل دینامیک‌های سیگنال نرخ ضربان قلب با استفاده از منحنی‌های بازگشتی است تا توانایی‌های این روش در شناسایی الگوهای نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن مورد بررسی قرار گیرد. در روش پیشنهادی، سیگنال‌های نرخ ضربان قلب موجود در پایگاه داده فیزیوت مورد استفاده قرار گرفت. دینامیک‌های این سیگنال‌ها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن با تحلیل کمی‌سازی بازگشتی مطالعه شد. در اندازه‌های غیرخطی از منحنی بازگشتی مشاهده می‌شود که این مقادیر در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن بیشتر بوده است؛ یعنی بعد سامانه در هنگام مدیتیشن بیشتر کاهش می‌یابد. نتایج نشان می‌دهد که در مدیتیشن‌های باتجربه سیگنال‌های نرخ ضربان قلب از حالت کیاتیک و با پیچیدگی بالا در قبل از مدیتیشن به سمت رفتاری با درجه آشوب‌گونه‌ی پایین‌تر و شبه‌پریودیک در هنگام مدیتیشن تغییر می‌یابند. این رفتار به علت کاهش تعاملات غیرخطی متغیرها در حالت مدیتیشن و همچنین افزایش فعالیت پاراسمپاتیک و آرامش است.

واژگان کلیدی: آشوب، تحلیل کمی‌سازی بازگشتی، مدیتیشن، نرخ ضربان قلب.

۱- مقدمه

مدیتیشن به طور معمول به عنوان یک روش کمک‌درمانی در نظر گرفته می‌شود. هدف تکنیک‌های مدیتیشن ایجاد و حفظ تعادل سلامت بین تمام جنبه‌های جسمی و ذهنی است (Javanbakht et al., 2009). در سال‌های اخیر تحقیقات گسترده‌ای بر کنترل برخی بیماری‌های ذهنی و فیزیکی با استفاده از مدیتیشن و اثرات آن بر ذهن صورت گرفته است (Travis et al., 2009; Barnes et al., 2004; Matousek et al., 2000; Sudsuang et al., 1991; Kabat-Zinn et al., 1992). همچنین مدیتیشن به عنوان روشی در مدیریت بیماری‌های سایکولوژیکی (نظیر اضطراب و افسردگی) و حفظ سلامت ذهن مورد توجه قرار گرفته است (Kelly, 2008). تحقیقات نشان داده است که از نظر فیزیولوژیکی مدیتیشن موجب کاهش فعالیت متابولیک می‌شود، ائتلاف و

نظم را در عملکرد مغز بالا می‌برد، مقاومت عروق محیطی را کاهش و فلوی خون مغزی را افزایش می‌دهد (Rubia, 2009). به علاوه، با خواب یا آرام‌سازی ساده متفاوت است. این تکنیک بهبودهایی در سلامت روان دارد و ویژگی‌های مثبت را افزایش و اضطراب‌های سایکولوژیکی را کاهش می‌دهد (Rubia, 2009). با توجه به مزایای فراوان مدیتیشن، مطالعات علمی بر این پدیده حائز اهمیت است.

سیگنال نرخ ضربان قلب ابزار غیرتهاجمی ارزشمندی برای توصیف نقش دستگاه اعصاب خودمختار در تنظیم دستگاه گردش خون است. اولین تحلیل‌ها از سری زمانی مبتنی بر اندیس‌های آماری بود که این تحلیل‌ها خیلی زود جای خود را به تحلیل‌های پیچیده‌تر دادند تا اطلاعات ارزشمندی از سیگنال استخراج شود. (گشوارپور و همکاران، ۱۳۸۸). تحلیل‌های اولیه، مانند تحلیل طیفی دارای فرضیات

محدودکننده‌ای برای سری زمانی نرخ ضربان قلب می‌باشند و با تغییر زیاد منابع نوفه شرطی می‌شوند. در این روش‌ها سیگنال ایستا در نظر گرفته می‌شود و آزمایش‌ها تحت شرایط کنترل شده انجام می‌شود. به‌منظور ارائه راه حلی برای مسأله غیرایستایی سیگنال، از روش تحلیل دینامیک‌های غیرخطی و تئوری آشوب برای کمی‌سازی این دینامیک‌ها استفاده می‌شود. یکی از این تکنیک‌ها، تحلیل منحنی‌های بازگشتی است.

در سال ۱۹۸۷/کمان و همکاران (Eckmann et al., 1987) روشی از منحنی‌های بازگشتی برای سامانه‌های دینامیکی ارائه نمودند. در سال‌های اخیر محققان بسیاری علاقه‌مند به استفاده از منحنی‌های بازگشتی در تحلیل سری‌های زمانی کیپتیک و غیرایستا بوده‌اند. به‌عنوان مثال، از منحنی‌های بازگشتی در تحلیل سیگنال‌های الکتروآنسفالوگرام در بیماری صرع و مراحل مختلف خواب (Thomasson et al., 2001) و شناسایی مؤلفه‌های حافظه‌ای بر مبنای تک‌ثبت (طالبی و نصرآبادی، ۱۳۸۸) استفاده شده است. همچنین برای آزمایش همزمانی رفتار واحد حرکتی (Del Santo et al., 2006)، از تحلیل منحنی‌های بازگشتی سیگنال الکترومایوگرام استفاده نموده‌اند. این روش برای ارزیابی الگوهای الکتروکاردیوگرام در پیشگویی فیبریلاسیون دهلیزی (Sun and Wang, 2008) و نرخ ضربان قلب در پیشگویی آریتمی قلبی (Marwan et al., 2002) و بررسی اثر اختلالات پاتولوژیکی بر بازفعالیت قلبی - عروقی (Naschitz et al., 2004) به‌کار گرفته شده است. گنزالس و همکاران (Gonzalez et al., 2012) پاسخ تغییرات نرخ ضربان قلب را به همودیالیز با استفاده از اندیس‌های خطی مرسوم و ۹ اندیس تحلیل کمی‌سازی بازگشتی مورد مطالعه قرار دادند تا تغییرات در دینامیک نرخ ضربان قلب را نشان دهند. از دیگر کاربردهای منحنی‌های بازگشتی می‌توان به تحلیل صوت (Facchini et al., 2005) و رشته‌های DNA برای تحلیل همبستگی ساختار رشته‌های نوکلئوتید (Wu, 2004) اشاره نمود.

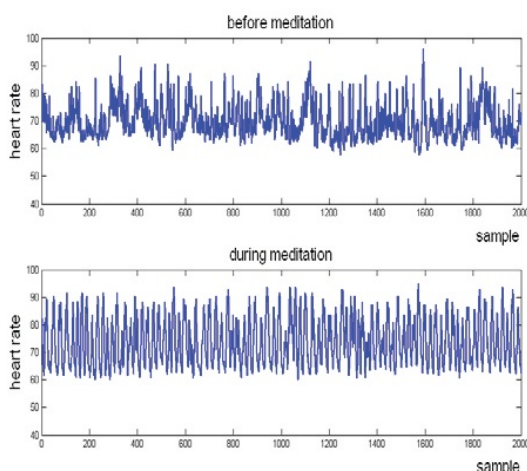
تحقیق حاضر با هدف تحلیل تفاوت بین سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در دو حالت قبل از مدیتیشن و در هنگام مدیتیشن دنبال می‌شود. بدین منظور، از سیگنال‌های نرخ ضربان قلب هشت سوژه موجود در پایگاه داده فیزیونت استفاده شد (Peng, 1999). سپس با استفاده از تحلیل منحنی‌های بازگشتی و کمی‌سازی آنها تغییرات این

سیگنال‌های بیولوژیکی تحلیل و نتایج حاصل از تحلیل آنها ارائه می‌شود. درنهایت به بحث و نتیجه‌گیری در مورد نتایج حاصل از این تحقیق و مقایسه آن با تحقیقات گذشته پرداخته می‌شود.

۲- روش کار

۲-۱- جمع‌آوری داده

در این تحقیق از داده‌های موجود در پایگاه فیزیونت استفاده شده است (Peng, 1999). از این پایگاه داده دو سیگنال نرخ ضربان قلب مربوط به قبل و در هنگام مدیتیشن استخراج شد. شکل ۲-۱ دو سیگنال بالا را نشان می‌دهد.



(شکل ۲-۱): نرخ ضربان قلب مربوط به رکورد C1. قاب بالا قبل از مدیتیشن و قاب پایین در هنگام مدیتیشن را نشان می‌دهد.

سوژه‌ها از بین مدیتاتورهای باتجربه یک تا سه ماه تمرین مدیتیشن چی (Chi) انتخاب شدند. هشت مدیتاتور، پنج زن و سه مرد (در بازه سنی ۲۶-۳۵ سال با میانگین ۲۹ سال) در این ثبت شرکت کرده‌اند. این افراد سالم بوده و سابقه بیماری قلبی نداشتند. ثبت‌ها حدود ۱۰ ساعت کارهای روزانه با استفاده از هولتر به طول انجامید که هر یک حدود یک ساعت مدیتیشن داشته‌اند. نرخ نمونه‌برداری سیگنال‌ها ۳۶۰ هرتز بود. تحلیل‌ها به‌صورت خارج از خط^۱ انجام شد و زمان آغاز و پایان مدیتیشن در آن مشخص شد. برای انجام مدیتیشن چی، از سوژه‌ها خواسته شد که در حالت آرامش بنشینند و توجه خود را با گوش‌دادن به

^۱ Offline

مربوط به خطوط قطری به طول 1 نوشته می‌شود:

$$P(\varepsilon, l) = \sum_{i,j=1}^N (1 - R_{i-1,j-1}(\varepsilon)) (1 - R_{i+1,j+1}(\varepsilon)) \prod_{k=0}^{l-1} R_{i+k,j+k}(\varepsilon) \quad (3)$$

گاهی برای سادگی ε را در اندازه‌های منحنی‌های بازگشتی نمی‌نویسند (به عبارتی: $P(\varepsilon, l) = P(l)$).

۳. متوسط طول خطوط قطری:

$$L = \frac{\sum_{l=l_{\min}}^N lP(l)}{\sum_{l=l_{\min}}^N P(l)} \quad (4)$$

متوسط زمانی است که دو قطعه تراژکتوری به یکدیگر نزدیک هستند و به‌عنوان متوسط زمان پیش‌بینی تفسیر می‌شود.

۴. آنتروپی: به آنتروپی شانون برمی‌گردد که یک خط قطری به‌طول دقیقاً 1 را در منحنی‌های بازگشتی پیدا می‌کند.

$$ENTR = - \sum_{l=l_{\min}}^N P(l) \ln p(l) \quad (5)$$

آنتروپی پیچیدگی منحنی بازگشتی را نسبت به خطوط قطری بیان می‌کند؛ برای مثال در نوفه ناهمبسته مقدار آنتروپی محدودی کوچک است که نشان‌دهنده کمبود آنتروپی خطوط قطری و پیچیدگی پایین منحنی بازگشتی است.

۵. لایه‌ای بودن: مانند قطعیت، نسبت بین نقاط بازگشتی تشکیل‌دهنده ساختارهای عمودی به کل نقاط بازگشتی، می‌تواند محاسبه شود:

$$LAM = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^N vP(v)}{\sum_{v=1}^N vP(v)} \quad (6)$$

که در آن:

$$P(v) = \sum_{i,j=1}^N (1 - R_{i,j})(1 - R_{i,j+v}) \prod_{k=0}^{v-1} R_{i,j+k}$$

است و لایه‌ای بودن نامیده می‌شود. محاسبه LAM برای v هایی تحقق می‌یابد که از $v_{\min}$ بیشتر شود، تا اثر حرکت مماسی کاهش یابد. برای نگاشت‌ها، $v_{\min}=2$ مقدار مناسبی

سال ۱۳۹۳ شماره ۲ پیاپی ۲۲

راهنمایی‌های مربی بر تنفس متمرکز کنند. هر ثبت مدیتیشن حدود یک ساعت به طول انجامید (Peng, 1999). سری زمانی نرخ ضربان قلب از طریق محاسبه عکس فاصله بین دو ضربان متوالی حاصل شده است (Peng, 1999).

۲-۲- تحلیل کمی‌سازی بازگشتی

در منحنی‌های بازگشتی دو ساختار مقیاس کوچک عمده مشاهده می‌شود: (۱) ساختار خط قطری به طول 1 که به این معنی است که دو قطعه تراژکتوری به مدت 1 واحد زمانی در همسایگی ε از یکدیگر بوده‌اند و (۲) ساختار خط قائم به طول v که نشان دهنده این است که تراژکتوری به مدت v واحد زمانی تغییر چندانی نکرده است. به‌منظور فراتر رفتن از بیان تصویری که با منحنی‌های بازگشتی نتیجه می‌شود، چندین اندازه برای پیچیدگی، که ساختارهایی با مقیاس پایین در منحنی‌های بازگشتی را کمی‌سازی می‌کند، در مقالات پیشنهاد شده است که به‌عنوان تحلیل کمی‌سازی بازگشتی (RQA) شناخته می‌شوند (Marwan et al., 2007). این اندازه‌ها بر اساس چگالی نقاط بازگشتی و ساختارهای خط قطری و عمودی در منحنی‌های بازگشتی هستند. این اندازه‌ها عبارتند از:

۱. نرخ بازگشت: ساده‌ترین اندازه منحنی‌های بازگشتی، نرخ بازگشت یا در صد بازگشت است که به‌صورت (۱) محاسبه می‌شود:

$$RR(\varepsilon) = \frac{1}{N^2} \sum_{i,j=1}^N R_{i,j}(\varepsilon) \quad (1)$$

نرخ بازگشت، اندازه‌ای از چگالی نقاط بازگشت در منحنی‌های بازگشتی است.

۲. قطعیت: نرخ نقاط بازگشتی که از ساختارهای قطری است (با حداقل طول $l_{\min}$) نسبت به کل نقاط بازگشت برابر است با:

$$DET = \frac{\sum_{l=l_{\min}}^N lP(l)}{\sum_{l=1}^N lP(l)} \quad (2)$$

پارامتر کمینه طول خطوط قطری ($l_{\min}$)، ۲ تنظیم شده است زیرا اگر $l_{\min}=1$ انتخاب شود، قطعیت ۱ خواهد بود و اگر بسیار بزرگ انتخاب شود قابلیت اعتماد DET کاهش می‌یابد (Marwan et al., 2007). قطعیت (یا میزان پیش‌بینی پذیری؛ DET)، بر اساس هیستوگرام $P(\varepsilon, l)$

است. وقوع وضعیت‌های لایه‌ای بودن در سیستم را LAM نشان می‌دهد.

۶. زمان به دام افتادن: برای محاسبه زمان به دام افتادن، نظیر حالت محاسبه LAM، لازم است طول کمینه v_{min} در نظر گرفته شود. میانگین زمانی که سامانه در یک وضعیت مشخص پایدار می‌ماند و یا چه مقدار در تله خواهد ماند را نشان می‌دهد.

$$TT = \frac{\sum_{v=v_{min}}^N vP(v)}{\sum_{v=v_{min}}^N P(v)} \quad (7)$$

۲-۳- تحلیل‌های آماری

در این مقاله، از دو تحلیل آماری آزمون t و آزمون ویلکاکسون استفاده شد. در نمونه‌های مستقل، آزمون t از تقسیم تفاوت بین میانگین‌های نمونه بر برآوردی از انحراف معیار توزیع اختلاف‌ها (که به‌عنوان خطای معیار اختلاف شناخته می‌شود) به‌دست می‌آید. مدل آزمون t این فرض را می‌کند که داده‌ها از توزیع‌های نرمال با واریانس برابر به دست آمده‌اند. نتیجه این آزمون در مقدار p منعکس می‌شود. اگر p به سمت صفر میل کند، نشان می‌دهد که فرضیه صفر در سطح ۵ درصد رد شده است و اگر به سمت یک میل نماید، خلاف فرضیه صفر در سطح پنج درصد خواهد بود. آزمون ویلکاکسون یک آزمون آماری است که برای دو نمونه مستقل به کار می‌رود. هدف آشکارساختن آن است که آیا دو نمونه مراکز متفاوت دارند، یا نه. این کار با مقایسه مقادیر میانه هر دو نمونه انجام می‌پذیرد. نتیجه آزمون تحت تأثیر چولگی نمونه‌ها یا توزیع‌های دیگر قرار نمی‌گیرد. بنابراین، مستقل از توزیع، مناسب برای تحلیل نمونه‌های سیگنال‌های بیولوژیکی است.

۳- نتایج

(شکل ۱-۲) سیگنال‌های نرخ ضربان قلب را در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد. با توجه به این شکل، در سری زمانی نرخ ضربان قلب قبل از مدیتیشن خصوصیات کیاتیک مشاهده می‌شود که این خصوصیات جای خود را به سیکل‌هایی نوسانی در هنگام مدیتیشن می‌دهند.

اندازه‌های منحنی بازگشتی تغییرات در ساختار دینامیک را کمی می‌نماید، بنابراین می‌تواند به‌عنوان ابزار مفیدی برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در

یک حالت سایکولوژیکی خاص نظیر مدیتیشن به کار برده شود.

(شکل ۱-۳) منحنی بازگشتی را برای دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان می‌دهد. همان گونه که در شکل به خوبی دیده می‌شود، حالات مختلف بر ساختار منحنی‌های بازگشتی به شدت اثر می‌گذارند. در منحنی‌های بازگشتی برای سری زمانی نرخ ضربان قلب قبل از مدیتیشن مستطیل‌های سیاه بزرگی دیده می‌شود. درحالی که در هنگام مدیتیشن، تکه‌های مستطیلی کوچکی وجود دارد که آن را شبیه به ساختارهایی شبه پرئودیک کرده است. نقاط منفرد و ایزوله‌ای که در یک حالت رخ می‌دهند، بیان گر یک حالت کمیاب، برای دوره کوتاه یا نوسانات شدید در سیگنال هستند که این مطلب قبل از مدیتیشن (شکل ۱-۳ الف)) مشاهده می‌شود. به بیان دیگر، مطابق شکل ۱-۳ الف) به علت غیرایستابودن داده‌ها قبل از مدیتیشن در حوالی ۷۵۰ تا ۱۰۸۰ میلی ثانیه، باندهای سفید رنگ وجود دارد.

برای کمی‌سازی منحنی‌های بازگشتی، اندازه‌هایی نظیر آنتروپی (ENTR)، نرخ بازگشت (RR)، قطعیت (DET)، متوسط طول خطوط قطری (L)، لایه‌ای بودن (LAM) و زمان به دام افتادن (TT) به‌عنوان ویژگی‌های متغیر در زمان برای سیگنال نرخ ضربان قلب محاسبه شدند. نمونه‌ای از این اندازه‌های غیرخطی، که تغییرات پویا را کمی می‌نماید، در شکل ۲-۳ آورده شده است.

همان گونه که از شکل ۲-۳ مشهود است، تمامی پارامترهای استخراج شده از منحنی‌های بازگشتی (ENTR، RR، DET، L، TT و LAM) در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن افزایش داشته است. در حالت کلی، هر چه از میزان پیچیدگی و بعد یک سامانه کاسته شود، دامنه اندازه‌های منحنی بازگشتی بیشتر می‌شود. مطابق نتایج موجود در شکل ۲-۳، این مقادیر به ترتیب گذارهای آشوب-آشوب و آشوب-نظم را نشان می‌دهند.

قابل ذکر است که برای محاسبه اندازه‌های منحنی بازگشتی، آستانه بازگشت کوچکتر از ۱۰٪ ماکزیمم قطر فضای فاز در نظر گرفته شد؛ بنابراین، برای آن مقدار ۰/۲ انتخاب شد. همچنین میزان تأخیر برابر با یک است. در محاسبه این اندازه‌ها از پنجره‌گذاری با اندازه ۵۰۰ میلی ثانیه استفاده شده است.

نشان‌دهنده متفاوت بودن ویژگی‌ها در دو گروه قبل و در هنگام مدیتیشن است. این ویژگی‌های غیرخطی را می‌توان برای تفکیک دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن به کار برد. در اندازه‌های غیرخطی از منحنی بازگشتی (جدول ۱-۳ و شکل ۲-۳) مشاهده می‌شود که این مقادیر در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن بیشتر بوده است؛ یعنی بعد سامانه در هنگام مدیتیشن بیشتر کاهش می‌یابد. این تفاوت‌ها می‌تواند توانایی روش استفاده شده در این مقاله را برای ایجاد تمایز بین دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن نشان دهد. این مطلب در سری زمانی سیگنال‌های نرخ ضربان قلب نیز مشهود است (شکل ۱-۲).

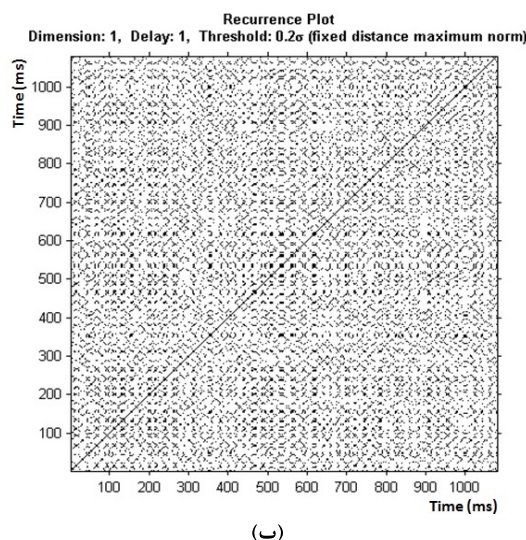
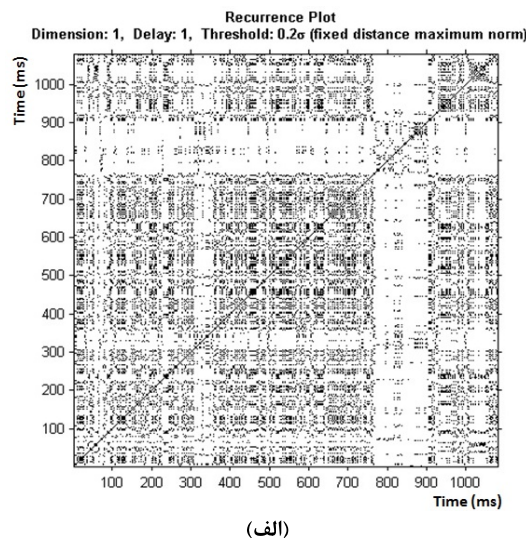
۴- نتیجه‌گیری

مدیتیشن دارای مزایای ذهنی، روانی و فیزیکی بسیاری است. بنابراین؛ می‌توان در کلینیک‌های روانپزشکی به منظور بهینه‌سازی سطح استرس، آرام‌سازی، توجه و غیره در افراد مختلف از آن استفاده کرد. در مدت مدیتیشن، تغییراتی در سیگنال‌های بیولوژیکی ایجاد می‌شود که مطالعه این تغییرات اطلاعات ارزشمندی راجع به رفتار پویای آن سامانه ارائه می‌دهد (Goshvarpour et al., 2011؛ گشوارپور و همکاران، ۱۳۸۹).

منحنی بازگشتی روشی جدید در پردازش سیگنال‌های زیستی است، مزیت عمده این روش در به کارگیری آن برای سیگنال‌های غیرایستا است. منحنی‌های بازگشتی به عنوان ابزار غیرخطی در تحلیل سیگنال‌های نرخ ضربان قلب به کار می‌روند (Marwan et al., 2002).

در این روش علاوه بر تجسم دیداری وضعیت گذارها در سیگنال، اندازه‌های منحنی‌های بازگشتی نیز می‌توانند به عنوان کمی‌کننده تغییرات در ساختار پویای قلب در هنگام مدیتیشن به کار برده شوند.

این مطالعه بر روشی مبتنی بر تحلیل کمی‌ساز بازگشتی تأکید دارد، که توانایی تحلیل‌های کمی‌ساز بازگشتی را به عنوان اندازه‌هایی از پیچیدگی مشخص می‌کند. بدین منظور، از سیگنال‌های نرخ ضربان قلب هشت سوژه در یک حالت سایکولوژیکی خاص استفاده شد. به منظور مقایسه توانایی اندازه‌های غیرخطی و سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در تمایز دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن، خصوصیات پویای این سیگنال‌ها با استفاده از منحنی‌های بازگشتی و کمی‌سازی آنها با مقادیر آنتروپی، نرخ بازگشت، قطعیت،



(شکل ۱-۳): منحنی بازگشتی در دو حالت (الف) قبل از مدیتیشن (ب) در هنگام مدیتیشن. به علت غیرایستا بودن داده‌ها قبل از مدیتیشن در حوالی ۷۵۰ تا ۱۰۸۰ میلی ثانیه باندهای سفید رنگ مشاهده می‌شود.

برای مقایسه مقادیر RQA در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن در تمام سوژه‌ها، میانگین و انحراف معیار مقادیر این ویژگی‌های غیرخطی محاسبه شد. این نتایج در جدول ۱-۳ آورده شده است. سپس میزان معنادار بودن تفاوت‌های ویژگی‌ها در دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن با آزمون‌های آماری ویلکاکسون و t و فاصله اطمینان ۹۵٪ مورد بررسی قرار گرفت. مقادیر p آزمون برای هر کدام از ویژگی‌ها محاسبه شد. این مقادیر در آزمون t کوچک‌تر از ۰/۰۵ (و در آزمون ویلکاکسون کوچکتر از ۰/۰۱) بودند که

متوسط طول خطوط قطری، لایه‌ای‌بودن و زمان به دام افتادن تحلیل شد. آزمون آماری ویلکاکسون و آزمون آماری t با فاصله اطمینان ۹۵٪ و فرض متفاوت‌بودن میانه و میانگین ویژگی‌ها در دو حالت روی کل ثبت‌ها و برای تمام سوژه‌ها انجام شد.

در منحنی‌های بازگشتی مشاهده شد که سیگنال‌های نرخ ضربان قلب قبل از مدیتیشن مستطیل‌های بزرگ سیاه رنگ با نواحی یا باندهای سفیدی دارند که بیان‌گر تغییرات سریع در پویایی سیگنال و نوسانات شدید در آن است. درحالی‌که در هنگام مدیتیشن این الگوها به سمت حرکات پریودیک میل می‌کنند. به عبارتی باندهای سفید رنگ مربوط به گذارهایی در ساختار پویا و خوشه‌های نقاط بازگشتی متناظر با همبستگی داده‌ها درون این باندها است که در منحنی بازگشتی قبل از مدیتیشن، به چشم می‌خورد (شکل ۳-۱).

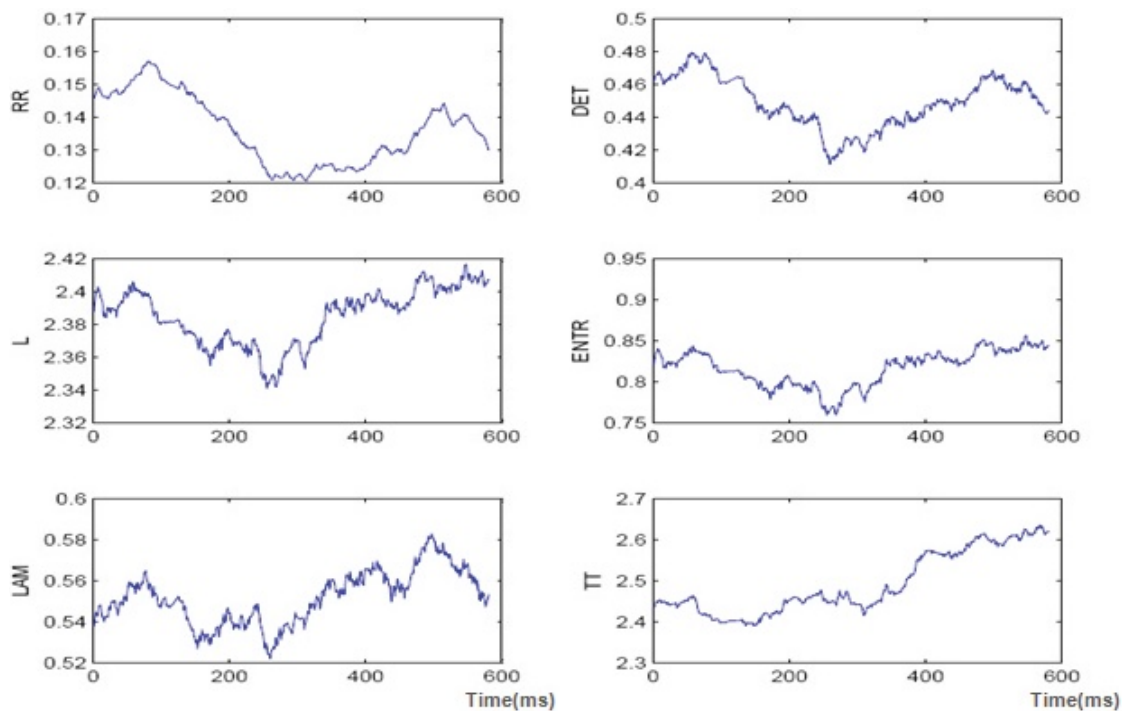
همچنین در این مطالعه نشان داده شده که مقادیر ویژگی‌های منحنی‌های بازگشتی در هنگام مدیتیشن نسبت به قبل از آن بیشتر بوده است (جدول ۳-۱)؛ یعنی بعد سامانه در هنگام مدیتیشن بیشتر کاهش می‌یابد ($p < 0.05$). در (طالبی و نصرآبادی، ۱۳۸۸) نشان داده شده است که افزایش مقادیر ویژگی‌های منحنی‌های بازگشتی نشان‌گر روند کاهش بعد سامانه است. تغییر مقادیر ویژگی‌های منحنی‌های بازگشتی بیان‌گر آن است که در مدیتاتورهای باتجربه درجه آشوب‌گونه‌ی در هنگام مدیتیشن متفاوت از قبل از آن می‌باشد. این اختلافات به علت نقش‌های متفاوت سامانه تنظیم خودمختار در هنگام مدیتیشن است. در مطالعات قبل (Marwan, 2007; Naschitz et al., 2004) نیز با به‌کارگیری تحلیل منحنی‌های بازگشتی نشان داده شده است که در هنگام رخدادهای قلبی نظیر سکته قلبی یا تاقی‌کاردی بطنی میزان این مقادیر در سیگنال نرخ ضربان قلب کاهش می‌یابد.

گنزالس و همکاران (González et al., 2012) نشان دادند که بیماران کلیوی (قبل و پس از همودیالیز) دارای زمان به دام افتادن، خطی‌بودن، زمان بازگشت بالاتری نسبت به گروه کنترلی بودند. در مطالعه در مطالعه دیگری (Sun and Wang, 2008) نشان داده شده است که ویژگی‌های استخراجی از منحنی‌های منجر به افزایش صحت پیش‌گویی داده‌های الکتروکاردیوگرام در فیبریلاسیون دهلیزی شده است.

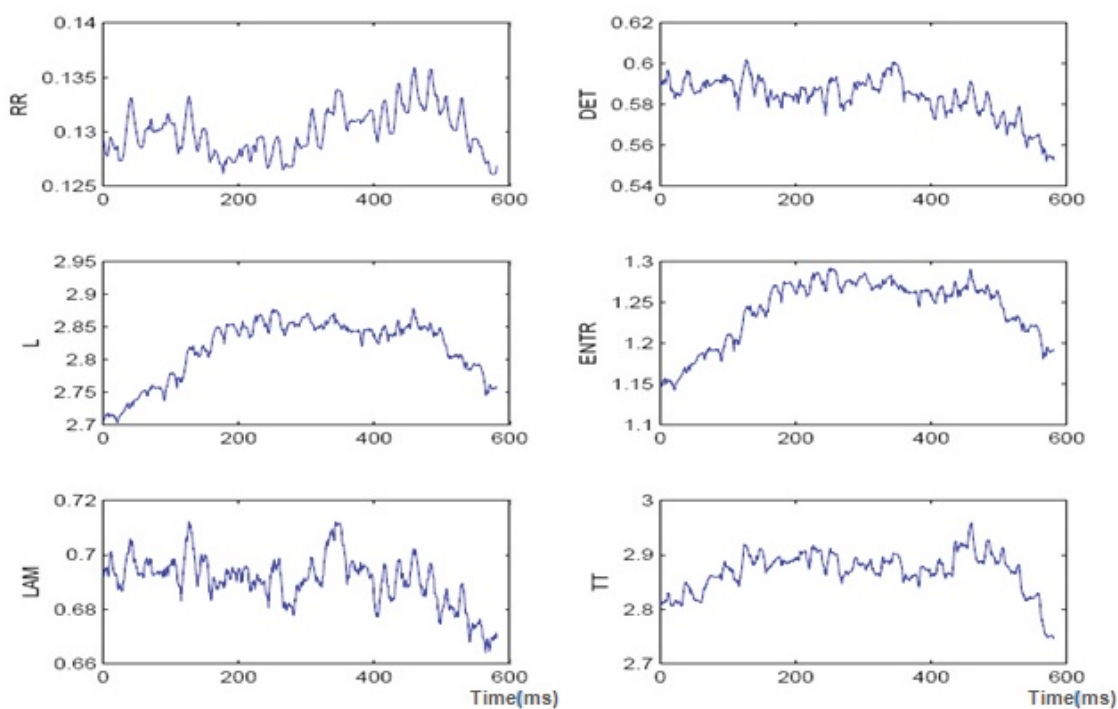
به‌طور کلی، نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که در

مدیتاتورهای باتجربه سیگنال‌های نرخ ضربان قلب از رفتاری آشوب‌گونه و پیچیده در قبل از مدیتیشن به حالتی با درجه آشوب‌گونه‌ی کمتر و شبه‌پریودیک در هنگام مدیتیشن تغییر می‌یابد. این مطلب ناشی از کاهش تعاملات غیرخطی متغیرها در هنگام مدیتیشن است (گشوارپور و همکاران، ۱۳۸۸). این نتایج مشابه با نتایج مطالعات قبلی بر رفتار سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن بوده است (Raghavendra and Dutt, 2011; Goshvarpour et al., 2011). در (Goshvarpour et al., 2011) با در نظر گرفتن پهنای طرح‌های پوانکاره به‌عنوان معیاری از تغییرات کوتاه مدت در سیگنال‌های نرخ ضربان قلب نشان داده شد که رفتار این سیگنال‌ها در هنگام مدیتیشن شبه‌پریودیک است درحالی‌که قبل از انجام مدیتیشن دارای رفتاری آشوب‌گونه بوده است. در مطالعه دیگر (Raghavendra and Dutt, 2011) با تحلیل بعد همبستگی و نمای لیاپانوف نیز نشان داده شد که سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن دارای پیچیدگی کمتری هستند. همچنین رفتار سیگنال نرخ ضربان قلب می‌تواند به علت افزایش فعالیت پاراسمپاتیک و افزایش آرامش در هنگام مدیتیشن باشد. در تحقیق انجام‌شده در سال ۲۰۰۸ (Phongsuphap et al., 2008) نشان داده شد که افزایش پیک فرکانسی سیگنال نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن به علت افزایش تون پاراسمپاتیک است.

با توجه به اینکه در مطالعه حاضر تنها از داده‌های افراد با سابقه مدیتیشن استفاده شده است، در کارهای آینده می‌توان تحلیل کمی‌سازی بازگشتی را در افراد بدون سابقه مدیتیشن نیز مورد ارزیابی قرار داد. این مطالعه نشان داد که تحلیل کمی‌سازی بازگشتی مبتنی بر اندازه پیچیدگی می‌تواند نقش مهمی در تحلیل سیگنال‌های نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن ایفا نماید و ابزاری مناسب در مطالعه سامانه‌های پیچیده باشد. به‌علاوه، تحقیقات بیشتر می‌تواند بر طبقه‌بندی ویژگی‌های استخراجی از منحنی‌های بازگشتی برای تفکیک دو حالت قبل و در هنگام مدیتیشن انجام پذیرد.



(الف)



(ب)

(شکل - ۳-۲): آنتروپی، نرخ بازگشت، قطعیت، متوسط طول خطوط قطری، لایه‌ای بودن و زمان به دام افتادن (الف) قبل از مدیریت (ب) در هنگام مدیریت (محور افقی زمان بر حسب میلی ثانیه را نشان می‌دهد).

(جدول ۳-۱): میانگین (± انحراف معیار) مقادیر اندازه‌های منحنی بازگشتی

RR	DET	L	ENTR	LAM	TT	قبل از مدیتیشن
۰.۱۴	۰.۴۵	۲.۳۸	۰.۸۲	۰.۵۵	۲.۴۸	
(±۰.۰۷۳)	(±۰.۰۴۴)	(±۰.۱۳)	(±۰.۰۸۷)	(±۰.۰۵۳)	(±۰.۲۴)	
در هنگام مدیتیشن	۰.۱۳	۰.۵۸	۲.۸۱	۱.۲۲	۰.۶۹	۲.۸۴
	(±۰.۰۱۷)	(±۰.۰۲۴)	(±۰.۰۴۹)	(±۰.۰۵۲)	(±۰.۰۳۷)	(±۰.۱۲)

$p < 0.05$ (t-test); $p < 0.001$ (Wilcoxon test)

نسیبه طالبی، علی مطیع نصرآبادی. به‌کارگیری روش غیرخطی منحنی بازگشتی برای شناسایی مولفه‌های حافظه‌ای بر مبنای تک‌ثبت. ۱۳۸۸؛ ۲(۱۲): ۳۹-۵۲.

Acharya U. R., Faustand O., Kannathal N., Chua T.L., Laxminarayan S. Nonlinear analysis of EEG signals at various sleep stages. Comput. Meth. Programs Biomed 2005; 80(1): 37-45.

Barnes V. A., Davis H. C., Murzynowski J. B., Treiber F. A. Impact of meditation on resting and ambulatory blood pressure and heart rate in youth. Psychosom. Med 2004; 66: 909-914.

Del Santo F., Gelli F., Schmied A., Vedel J.-P., Rossi A., Mazzocchio R. Motor unit synchronous firing as revealed by determinism of surface myoelectric signal. J. Neurosci. Methods 2006; 155(1): 116-121.

Eckmann J.-P., Kamphorst S.O., Ruelle D. Recurrence plots of dynamical systems. Europhys. Lett 1987; 5: 973-977.

Facchini A., Kantz H., Tiezzi E. Recurrence plot analysis of nonstationary data: the understanding of curved patterns. Phys. Rev. E 2005; 72: 021915.

González H., Infante O., Pérez-Grovas H., V. Jose M., Lerma C. Nonlinear dynamics of heart rate variability in response to orthostatism and hemodialysis in chronic renal failure patients: Recurrence analysis approach. Med Eng Phys 2012; Article in press.

Goshvarpour A., Goshvarpour A., Rahati S. Analysis of lagged Poincare plots in heart rate signals during meditation. Digital Signal Processing 2011; 21: 208-214.

Groth A. Visualization of coupling in time series by order recurrence plots. Phys. Rev. E 2005; 72(4): 046220.

۵- منابع

عاتکه گشوارپور. تحلیل سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام و نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن با شبکه عصبی هاپفیلد. پایان‌نامه کارشناسی ارشد. دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد. تابستان ۱۳۸۹.

عاتکه گشوارپور، سعید راحت‌ی قوچانی، عاطفه گشوارپور، وحید سعادتیان. ارزیابی دینامیک‌های غیرخطی سیگنال الکتروانسفالوگرام در هنگام مدیتیشن. مجله فنی و مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی مشهد، ۳(۱)، ۱۰۳-۱۱۲، زمستان ۱۳۸۸.

عاتکه گشوارپور، عاطفه گشوارپور، سعید راحت‌ی قوچانی، وحید سعادتیان. تحلیل سیگنال نرخ ضربان قلب در هنگام مدیتیشن. دومین کنفرانس ملی مهندسی برق ایران، دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد، ۵-۶ اسفندماه ۱۳۸۸.

عاطفه گشوارپور. تخمین عمق مدیتیشن با استفاده از سیگنال‌های الکتروانسفالوگرام و نرخ ضربان قلب. پایان‌نامه کارشناسی ارشد. دانشگاه آزاد اسلامی واحد مشهد. تابستان ۱۳۸۹.

عاطفه گشوارپور، سعید راحت‌ی قوچانی، عاتکه گشوارپور، وحید سعادتیان. بازسازی الگوهای تنفسی از سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام و تحلیل آن در هنگام مدیتیشن. دومین همایش کشوری مراقبت و درمان بیماران با طب مکمل و جایگزین، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ۲۸-۳۰ مهر، ۱۳۸۹.

Sun R., Wang Y. Predicting termination of atrial fibrillation based on the structure and quantification of the recurrence plot. *Med Eng Phys* 2008; 30:1105-1111.

Thomasson N., Hoepfner T. J., Webber Jr. C. L., Zbilut J. P. Recurrence quantification in epileptic EEGs. *Phys. Lett. A* 2001; 279(1-2): 94-101.

Travis F., Haaga D., Hagelin J., Tanner M., Nidich S., Gaylord-King C., Grosswald S., Rainforth M., Schneider R. H. Effects of transcendental meditation practice on brain functioning and stress reactivity in college students. *Int. J. Psychophysiol* 2009; 71: 170-176.

Wu Z-B. Recurrence plot analysis of DNA sequences. *Phys. Lett. A* 2004; 332(3-4): 250-255.



عاطفه گشوارپور تحصیلات مقطع

کارشناسی ارشد خود را در سال ۱۳۸۹ در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در دانشگاه آزاد اسلامی

واحد مشهد به پایان رسانید. در حال حاضر در مقطع دکترای رشته

مهندسی پزشکی- بیوالکتریک دانشگاه صنعتی سهند مشغول به تحصیل است و در زمینه پردازش سیگنال‌های حیاتی، تحلیل‌های غیرخطی و شبکه‌های عصبی به تحقیقات خود ادامه می‌دهد.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

af_goshvarpour@sut.ac.ir



عاتکه گشوارپور تحصیلات مقطع

کارشناسی ارشد خود را در سال ۱۳۸۹ در رشته مهندسی پزشکی- بیوالکتریک در دانشگاه آزاد اسلامی

واحد مشهد به پایان رسانید. در حال حاضر در مقطع دکترای رشته

مهندسی پزشکی- بیوالکتریک دانشگاه صنعتی سهند مشغول به تحصیل است و در زمینه پردازش سیگنال‌های حیاتی، تحلیل‌های غیرخطی و شبکه‌های عصبی به تحقیقات خود ادامه می‌دهد.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

ak_goshvarpour@sut.ac.ir

Javanbakht M., Kenari R. H., Ghasemi M. Effects of yoga on depression and anxiety of women. *Comp. Therapy. Clin. Practice* 2009; 15: 102-104.

Kabat-Zinn J., Massion A. O., Kristeller J., Peterson L. G., Fletcher K. E., Pbert L., Lenderking W. R., Santorelli S. F. Effectiveness of a meditation-based stress reduction program in the treatment of anxiety disorders. *Amer. J. Psychiatry* 1992; 149: 936-943.

Kelly B. D. Meditation, mindfulness and mental health, *Ir. J. Psychol. Med* 2008; 25: 3-4.

Marwan N., Romano M.C., Tiel M., Kurths J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. *Phys. Rep* 2007; 438: 237-329.

Marwan N., Wessel N., Meyerfeldt U., Schirdewan A., Kurths J. Recurrence plot based measures of complexity and its application to heart rate variability data. *Phys. Rev. E* 2002; 66(2): 026702.

Matousek R. H., Dobkin P. L., Pruessner J. Cortisol as a marker for improvement in mindfulness-based stress reduction. *Comp. Therapy. Clin. Practice* 2010; 16: 13-19.

Naschitz J.E., Rosner I., Rozenbaum M., Fields M., Isseroff H., Babich J.P., Zuckerman E., Elias N., Yeshurun D., Naschitz S., Sabo E. Patterns of cardiovascular reactivity in disease diagnosis. *QJM: Int. J. Med* 2004; 97(3): 141-151.

Peng C-K, L. Y. Exaggerated heart rate oscillations during two meditation techniques. *Int. J. Cardiol* 1999; 70:101-107.

Phongsuphap S., Pongsupap Y., Chandanammattha P. Changes in heart rate variability during concentration meditation. *Int. J. Cardiol* 2008; 130: 481-484.

Raghavendra B. S., Dutt D. N. Nonlinear dynamical characterization of heart rate variability time series of meditation. *WASET* 2011; 57: 1043-1054.

Rubia K. The neurobiology of meditation and its clinical effectiveness in psychiatric disorders, *Biol. Psychol* 2009; 82: 1-11.

Solberg E. E., Ingjer F., Holen A., Sundgot-Borgen J., Nilsson S., Holme I. Stress reactivity to and recovery from a standardised exercise bout: a study of 31 runners practising relaxation techniques. *Br. J. Sports Med* 2000; 34: 268-272.

Sudsuang R., Chentanez V., Veluvan K. Effect of buddhist meditation on serum cortisol and total protein levels, blood pressure, pulse rate, lung volume and reaction time. *Physiol. Behav* 1991; 50: 543-548.



سید محمد رضا هاشمی

گلپایگانی بنیانگذار مهندسی

پزشکی در ایران هستند. ایشان

هم‌اکنون استاد گروه مهندسی

پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر

تهران هستند و وزیر فرهنگ و

آموزش عالی ایران از سال ۱۳۷۲ تا ۱۳۷۶ بوده‌اند. به‌علاوه،

در دوره چهارم چهره‌های ماندگار به‌عنوان چهره ماندگار

معرفی شدند. ایشان نویسنده مقالات متعدد در زمینه برق و

مهندسی پزشکی بوده و در زمینه آشوب در مهندسی پزشکی

تحقیقات گسترده‌ای انجام داده‌اند و کتب زیادی در این

زمینه و دیگر مباحث مهندسی پزشکی، بیوالکتریک به چاپ

رسانده‌اند. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان

سایبرنتیک، دینامیک غیرخطی، آشوب و فرکتال، مدلسازی

زیستی، پردازش سیگنال، بیولوژی سیستمی،

بیوالکترومغناطیس است.

نشانی رایانامه ایشان عبارتست از:

hashemi_g@morva.net