

تغییرپذیری ضربان قلب (Heart rate variability)

دکتر علیرضا زالی^{۱*}، دکتر نور محمد عارفیان^۲

^۱ گروه جراحی مغز و اعصاب، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
^۲ گروه بیهوشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

چکیده

تاکنون مطالعات بسیاری بر روی تغییرات ضربان قلب صورت گرفته است. این تغییرات سیگنال قلبی که در دو ضربان متوالی مشاهده می‌شود را تغییرپذیری ضربان قلب یا Heart Rate Variability (HRV) می‌نامند. تغییرات کوتاه مدت و بلند مدت در ضربان قلب بازتابی از عملکرد سیستم عصبی اتونوم می‌باشد، به طوری که یکی از شاخص‌های سلامت انسان، افزایش و یا کاهش تغییرپذیری ضربان قلب (HRV) است. بنابراین آنالیز این تغییرات می‌تواند معیار پیش بینی کننده مرگ ناگهانی و یا هشدار در مورد بیماری قریب الوقوعی باشد. لذا با دانستن تکنیک‌های آنالیز HRV و تجزیه و تحلیل این تغییرات به صورت غیرتهاجمی می‌توان اطلاعات صحیحی از تغییر عملکرد سیستم اتونوم بدست آورد.

واژگان کلیدی: سیستم اتونوم، تغییرپذیری ضربان قلب (HRV) Heart Rate Variability

مقدمه

ضربان قلب تحت تاثیر سیستم‌های عصبی سمپاتیک و پاراسمپاتیک نوسان می‌کند، به طوری که تغییرات کوتاه مدت و بلند مدت در ضربان قلب بازتابی از عملکرد سیستم عصبی اتونوم می‌باشد (۱). این تغییرات سیگنال قلبی که در طی دو ضربان متوالی مشاهده می‌شود را اصطلاحاً Heart Rate Variability یا HRV می‌نامند (۲). بنابراین آنالیز تغییرات ضربان قلب می‌تواند به عنوان ابزار مانیتورینگ تغییر عملکرد سیستم عصبی اتونوم در بالین استفاده شود. به طوری که مطالعات نشان داده‌اند، در صدمات مغزی، سندرم گیلن باره، نوروپاتی اورمیک، نوروپاتی دیابتی و به طور کلی در تمام اختلالات حاصل از عدم تعادل سمپاتیک و پاراسمپاتیک می‌توان با آنالیز HRV به صورت

غیرتهاجمی اطلاعات صحیحی از تغییر عملکرد سیستم اتونوم به دست آورد (۳).

روش‌های محاسبه HRV

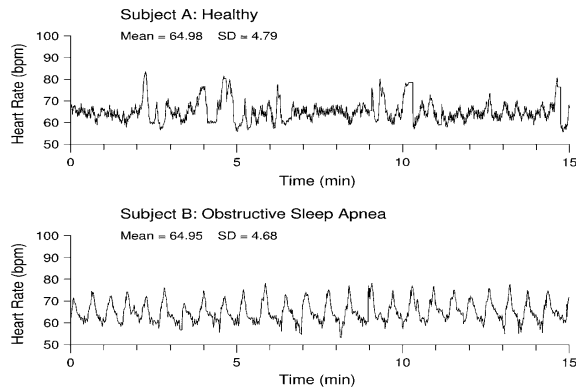
امروزه روش‌های مختلفی برای اندازه‌گیری HRV وجود دارد که می‌توان با یک دید کلی آنها را به روش‌های خطی و غیرخطی تقسیم بندی نمود. در روش‌های خطی میزان کل تغییرات با روش‌های آماری محاسبه می‌شوند. این روش‌های خطی را می‌توان به روش‌های زمان محور (domain Time) و فرکانس محور (Frequency domain) تقسیم بندی نمود (۴). روش‌های زمان محور از ساده‌ترین روش‌های تحلیل HRV به حساب می‌آیند. برای محاسبه شاخص‌های زمان محور، بعد از ثبت ECG و محاسبه فواصل RR، انحراف معیار این فواصل محاسبه می‌شود که به آن SDNN یا Standard deviation of normal RR intervals می‌گویند و یکی از ساده‌ترین شاخص‌های HRV می‌باشد. شاخص‌های دیگر از جمله SDANN یا Standard deviation of the average NN

آدرس نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه جراحی مغز و اعصاب، دکتر علیرضا زالی (e-mail: dr_a_zali@yahoo.com)

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۷/۱۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۲/۳۰

می‌شود. از این روش‌های غیرخطی می‌توان به روش Poincaré plot، روش Sample entropy و روش Deterended fluctuation analysis اشاره کرد (۷).

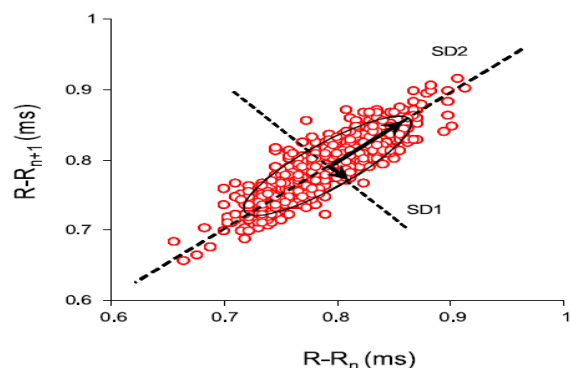


شکل ۱- دو سری زمانی با شاخص‌های آماری یکسان و ساختار متفاوت

روش Poincaré plot

این روش در واقع نمایش گرافیکی از همبستگی بین فواصل R-R متوالی است که در آن محور x نشان دهنده $R-R_n$ و محور y نشان دهنده $R-R_{n+1}$ است (شکل ۲).

اگر ریتم ضربانات قلب منظم باشد، نقاطی که بر روی منحنی پوانکاره رسم می‌شوند، بسیار نزدیک به خط شاخص خواهند بود. انحراف معیار نقاط عمود بر خط شاخص با عنوان SD_1 بیان شده و نشان دهنده short-term heart rate variability است که عمدتاً به علت اثر تنفس بر روی فعالیت واگ است. انحراف معیار نقاطی که در راستای خط شاخص هستند با عنوان SD_2 بیان شده و معیاری از long-term heart rate variability است و نشان دهنده سایر عواملی است که بر روی ضربان قلب اثر می‌گذارند که شامل sympathetic oscillations، loop baroreflex، thermoregulation و تغییراتی هورمونی است (۸).



شکل ۲- نمایش گرافیکی از منحنی Poincaré

intervals می‌باشد که بازه زمانی طولانی‌تری را محاسبه می‌کند. علاوه بر این دو، می‌توان از شاخص $RMSSD$ و NN_{50} نیز استفاده کرد (۵).

از روش‌های فرکانس محور برای مشخص کردن وجود تغییرات در فرکانس‌های مختلف استفاده می‌شود. از این روش‌ها می‌توان به روش فوریه اشاره کرد. با استفاده از روش فوریه، آنالیز طیفی بر روی تغییرات خودبخودی ضربانات قلب انجام می‌گیرد. در آنالیز فوریه معمولاً نموداری رسم می‌شود که به آن Power spectrum می‌گویند. در محور x ها فرکانس و در محور y ها تغییرات ضربان قلب ایجاد شده در هر فرکانس نشان داده می‌شود. در واقع این روش‌ها شبیه به یک منشور عمل کرده و سیگنال‌های تناوبی موجود در ساختار تغییرات خودبخودی ضربانات قلب را از هم جدا می‌کنند و مقداری از اطلاعات پنهان موجود در تغییرات خودبخودی ضربان قلب را شناسایی می‌کنند.

متغیرهای موجود در این زمینه عبارتند از:

۱. امواج با فرکانس بالا (HF): این طیف فرکانسی که از محدوده ۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز را شامل می‌شود تحت تاثیر سیستم تنفس و سیستم پاراسمپاتیک می‌باشد و تغییرات آن بسیار سریع رخ می‌دهد.
۲. امواج با فرکانس پایین (LF): این طیف فرکانسی که از محدوده ۰/۰۴ تا ۰/۱۵ هرتز را شامل می‌شود بیشتر تحت تاثیر بارورسپتورها و سیستم عصبی سمپاتیک می‌باشد.
۳. امواج با فرکانس خیلی پایین (VLF): این طیف فرکانسی از محدوده ۰/۰۰۳ تا ۰/۰۴ هرتز را شامل می‌شود. به طور کلی فرکانس‌های خیلی پایین مرتبط با مکانیزم‌های تنظیم دما و یا تغییرات سیرکادین و سایر متغیرهای کمتر شناخته شده می‌باشند (۶).

روش‌های زمان محور و فرکانس محور اطلاعات زیادی از میزان تغییرات ضربان قلب می‌دهند، ولی از ساختار این تغییرات اطلاعاتی به ما ارائه نمی‌کنند. به عنوان مثال، در دو سری زمانی نشان داده شده در شکل ۱، میانگین و انحراف معیار تغییرات در هر دو تقریباً یکسان است، ولی با این حال این دو سری زمانی ساختار کاملاً متفاوتی دارند.

به منظور افتراق چنین ساختارهایی، از روش‌های دینامیک غیرخطی استفاده می‌شود. در روش‌های غیرخطی، ساختار تغییرات ضربانات قلب مورد مطالعه قرار می‌گیرد. به عنوان مثال، میزان نظم (احتمال تکرار توالی‌های هم شکل) و بی-نظمی (آنتروپی) و ساختار فرکتالی (میزان خود شبیه بودن تغییرات ضربانات قلب در مقیاس‌های زمانی مختلف) محاسبه

روش Sample entropy

entropy یا به اختصار SampEn بنا بر تعریف لگاریتم معکوس احتمال تکرار قطعه‌ای با طول m در یک سری زمانی است. به عبارت بهتر، با این روش می‌توان محاسبه کرد که یک قطعه از سری زمانی به طول m و با درجه تحمل τ به چه میزانی تکرار شده است. بنابراین در سری‌های زمانی منظم‌تر میزان SampEn پایین خواهد بود و بر عکس در سری‌های زمانی کاملاً تصادفی میزان آن بالاتر خواهد بود (۹).

روش تحلیل نوسان دترند شده (DFA)

برای بررسی ساختار فرکتالی از این روش استفاده می‌شود و بیان می‌کند که یک سری زمانی چه ساختار دینامیکی در مقیاس‌های مختلف زمانی دارد. فرکتال‌ها ساختارهایی خود شبیه هستند، به طوری که جزء کوچکی از آنها پس از بزرگ نمایی تشابه به کل داشته باشند. سیگنال‌ها نیز می‌توانند فرکتال تلقی شوند که تغییرات ضربان قلب از آن جمله است. تعیین ساختار فرکتالی سری‌های فیزیولوژیک به علت نامنظمی و تغییر خواص آماری آنها در طول زمان و وجود عوامل خارجی موثر بر روی آنها کار دشواری است. در سال ۱۹۹۵ Peng و همکارانش برای غلبه بر این مشکلات روش تحلیل تغییرات بی‌روند شده (Deterended fluctuation analysis) را مطرح کردند. در این روش، میزان تغییرات در مقیاس‌های زمانی مختلف محاسبه شده و به صورت خطی بر روی نموداری که در آن محور $x = \log$ و محور $y = \log$

variation است نشان داده می‌شود. شیب این خط برآوردی از میزان فرکتال بودن آن سری زمانی است. به طوری که اگر شیب خط برابر یک باشد ($\alpha=1$)، آن سری زمانی یک فرکتال است (که از نظر دینامیکی به آن $1/f$ noise می‌گوئیم) و اگر شیب خط نیم باشد ($\alpha=0.5$) بیانگر تصادفی بودن آن سری زمانی است (که از نظر دینامیکی به آن white noise می‌گوئیم). نکته قابل توجه این است که white noise حاوی هیچ اطلاعاتی نیست، در حالی که وجود $1/f$ noise بیانگر وجود اطلاعات نهفته در سری زمانی است.

نتایج حاصل از این روش‌های غیرخطی می‌توانند اطلاعات اضافی در تشخیص و پیش‌آگهی بیماری‌ها، مستقل از نتایج تحلیل‌های با روش‌های خطی فراهم کنند (۱۰).

نتیجه گیری

آنالیز HRV ابزار مفید و ارزشمندی جهت بررسی عملکرد سیستم اتونوم می‌باشد که با توجه به تکرار پذیر بودن و غیرتهاجمی بودن می‌تواند به عنوان ابزار مانیتورینگ تغییر عملکرد سیستم عصبی اتونوم در بالین استفاده شود.

تقدیر و تشکر

بدین وسیله از همکار محترم جناب آقای دکتر امیر سعید صدیقی که در تهیه این مقاله با این جانب همکاری کردند، صمیمانه تشکر و قدردانی می‌شود.

REFERENCES

1. Malik M, Camm AJ. Heart rate variability. *Cardiovasc Res* 2004; 61:448-460.
2. Hon EH, Lee ST. Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death. Further observations. *Am J Obstet Gynec* 1965; 87:814-26.
3. Ewing DJ, Martin CN, Young JR, Clarke BF. The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 year experience in diabetes. *Diabetic care* 1985; 8:491-8.
4. Quiceno-Manrique AF, Alonso-Hernández JB, Travieso-González CM, Ferrer-Ballester MA, Castellanos-Domínguez G. Detection of obstructive sleep apnea in ECG recordings using time-frequency distributions and dynamic features. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2009; 2009:5559-62.
5. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2000; 278:H2039-49.
6. Goldberger AL. Heartbeats, hormones, and health: is variability the spice of life? *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 163:1289-90.
7. Niskanen JP, Tarvainen MP, Ranta-Aho PO, Karjalainen PA. Software for advanced HRV analysis. *Comput Methods Programs Biomed* 2004; 76: 73-81.
8. Perkiömäki JS, Mäkikallio TH, Huikuri HV. Fractal and complexity measures of heart rate variability. *Clin Exp Hypertens* 2005; 27:149-58.
9. Lanza GA, Galeazzi M, Guido V, Lucente M, Bellocchi F, Zecchi P, et al. Additional predictive value of heart rate variability in high-risk patients surviving an acute myocardial infarction. *Cardiologia* 1999; 44: 249-253.

10. Bilchick KC, Fetics B, Djoukeng R, Fisher SG, Fletcher RD, Singh SN, et al. Prognostic value of heart rate variability in chronic congestive heart failure (Veterans Affairs' Survival Trial of Antiarrhythmic Therapy in Congestive Heart Failure). *Am J Cardiol* 2002; 90: 24-28.