



اثر مدت زمان ثبت سیگنال الکتروکاردیوگرام بر روی پیش‌گویی نحوه پایان فیبریلاسیون دهلیزی

سکینه یحیی‌زاده^{۱*}، سید محمد فیروزآبادی^{۲،۱}، مجید حق‌جو^۳، سامان پروانه^۱

۱. دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات دانشکده مهندسی پزشکی ۲. دانشگاه تربیت مدرس ۳. دانشگاه علوم پزشکی تهران.

*yahyazadehs@yahoo.com

چکیده

در این مقاله پس از مرور چند ویژگی آشوبگونه رایج (بعد همبستگی، نمای لیاپانوف و شاخص پر شدگی فضا) و استخراج این ویژگی‌ها از روی سیگنال ECG بیماران فیبریلاسیون دهلیزی، از آزمون کروسکال والیس برای بررسی تمایز ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی بی‌پایان، با پایان نزدیک و با پایان خودبخودی استفاده شد. همچنین اثر چهار مدت زمان ثبت سیگنال ۱۵ ثانیه، ۳۰ ثانیه، ۴۵ ثانیه و ۶۰ ثانیه بر روی قابلیت تفکیک ویژگی‌های آشوبگونه بین این ۳ گروه فیبریلاسیون بررسی شد. تنها بعد همبستگی توانایی جداسازی فیبریلاسیون دهلیزی بی‌پایان را از با پایان نزدیک و با پایان خودبخودی دارا بود. همچنین بین فیبریلاسیون دهلیزی با پایان نزدیک و با پایان خودبخودی تمایزی دیده نشد. برای بعد همبستگی، مقادیر P برای مدت زمان ثبت ۳۰ ثانیه، ۴۵ ثانیه و ۶۰ ثانیه بشل معنی‌داری یکسانی بود. اما در ۱۵ ثانیه اینطور نبود. بنابر این در میان زمان‌های بررسی شده، کمترین زمان ثبتی که در آن نوع پایان فیبریلاسیون دهلیزی تشخیص داده می‌شود، ۳۰ ثانیه است. این پیش‌گویی باعث می‌شود در صورت تشخیص پایان خودبخودی، دارویی برای بیمار تجویز نشود و هزینه درمان کاهش یابد. بزرگترین نمای لیاپانوف و شاخص پرشدگی فضا باعث تمایزی بین انواع فیبریلاسیون نشدند و مدت زمان ثبت نیز بر روی معنی‌داری نتایج تاثیری نداشت.

واژه‌های کلیدی: ECG، فیبریلاسیون دهلیزی، بعد همبستگی، نمای لیاپانوف، شاخص پرشدگی فضا.

(SFI) می‌باشد. محاسبه این ویژگی‌ها به انتخاب بعدی به

۱- مقدمه

نام بعد سرهمبندی فضا (Embedding dimension) وابسته است. تاکنون روش‌های مختلفی برای محاسبه بُعد بهینه سرهمبندی فضا بکار گرفته شده است. اما این روش‌ها به نتیجه یکسانی برای سیگنال‌های بیولوژیک ختم نشده‌اند [۳]. بعنوان مثال در تحلیل غیرخطی سیگنال ECG در حین خواب، از روش نزدیکترین همسایگی اشتباه و روش اشباع بعد همبستگی استفاده شد و بعد سرهمبندی ۶-۸ بعنوان بعد مناسب بدست آمد [۴].

فیبریلاسیون دهلیزی یکی از رایجترین آریتمیهای قلبی است، لذا پیش‌بینی زود هنگام این بیماری این در درمان موثر و به موقع آن بسیار مهم است [۱] و این موضوع جز با درک دینامیک این آریتمی میسر نمی‌شود [۲]. به همین منظور در این تحقیق برخی ویژگی‌های آشوبگونه رایج سیگنال ECG بیماران فیبریلاسیون دهلیزی استخراج شده است. این ویژگی‌های آشوبگونه شامل بعد همبستگی (CD)، بزرگترین نمای لیاپانوف (LLE) و شاخص پرشدگی فضا



مناسبی بین دو سیگنال ECG سطحی و درون قلبی ایجاد کرده بود و شاخص پرشدگی فضا در بعضی موارد مناسب بود و نمای لیپانوف منجر به روابط مناسبی نشد. در این مقاله می‌خواهیم بررسی کنیم که آیا استخراج این ویژگی‌ها از روی سیگنال ECG می‌تواند فیبریلاسیون دهلیزی بی‌پایان، با پایان نزدیک و با پایان خودبخودی را از هم متمایز کند یا خیر. همچنین می‌خواهیم اثر مدت زمان ثبت سیگنال را در پیشگویی فیبریلاسیون دهلیزی بررسی کنیم. اهمیت این پیشگویی این است که با دانستن حدود زمانی پایان فیبریلاسیون، نیاز یا عدم نیاز به درمان در کمترین زمان مشخص می‌شود و باعث کاهش هزینه درمانی بیماران می‌شود.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- پایگاه داده

داده‌ها از پایگاه داده پایان فیبریلاسیون دهلیزی، در سایت physionet انتخاب شده‌اند [۱۳]. هر ثبت شامل بخشی یک دقیقه‌ای از سیگنال ECG بیماران فیبریلاسیون دهلیزی است که از سیگنال ۲۴ ساعته ECG جدا شده است. فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ نمونه بر ثانیه می‌باشد. در این پایگاه داده اطلاعات مربوط به ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی قرار گرفته است و از هر گروه ۱۰ داده وجود دارد:

- گروه N (n01, n02, ..., n10): فیبریلاسیون دهلیزی بدون پایان است که در این گروه فیبریلاسیون تا حداقل یک ساعت بعد از ثبت طولانی پایان نیافته است.

- گروه S (s01, s02, ..., s10): فیبریلاسیون دهلیزی با پایان نزدیک که فیبریلاسیون دهلیزی ۱ دقیقه بعد از انتهای ثبت پایان می‌یابد.

- گروه T (t01, t02, ..., t10): فیبریلاسیون دهلیزی با پایان

در بررسی بعد همبستگی ۱۲ لید همزمان سیگنال ECG با استفاده از تکنیک چند سنسوره، روش محاسبه بعد سرهمبندی، روش اشباع بعد همبستگی و روش رسم بعد همبستگی بر حسب لگاریتم شعاع بود و بعد سرهمبندی بهینه حدود ۳ و ۴ بدست آمد [۵].

برای ایجاد تمایز سیگنال فیبریلاسیون دهلیزی و فلوتر دهلیزی، بعد سرهمبندی ۸ به عنوان بعد مناسب انتخاب شد. روش انتخاب این بعد روش نزدیکترین همسایگی اشتباه بود [۶]. جهت بررسی تاثیر فیلترینگ برای محاسبه بعد سرهمبندی، بعد همبستگی و نمای لیپانوف از روش Cao استفاده شد و بعد سرهمبندی بهینه برای سیگنال ECG، ۱۰ بدست آمد [۷]. اما بعد سرهمبندی برای لیپانوف جینی ۶۰ محاسبه شد [۸]. برای اینکه نمای لیپانوف بعنوان معیار تمایز بین بیماران صرعی و افراد سالم در نظر گرفته شود، بعد سرهمبندی ۲ انتخاب شد [۹-۱۰] و بالاخره شاخص پرشدگی فضا توانست بین فیبریلاسیون دهلیزی و CHF اختلاف معنی‌دار ایجاد کند و برای این منظور نیز بعد سرهمبندی ۲ انتخاب شد [۱۱].

بنابر این در مقالات مختلف با توجه به نوع سیگنال و نوع بیماری، روش‌های انتخاب بعد سرهمبندی متفاوت بوده است. در مطالعه انجام شده توسط نویسندگان این مقاله روابط کمی بین ویژگی‌های آشوبگونه سیگنال ECG و درون قلبی (EGM) بدست آمد که هدف آن کمک به تشخیص بیماری و رسیدن به اطلاعات داخل قلب بدون ورود کاتترهای درون قلبی بود که باعث حذف خطر عفونت، کاهش استرس بیماران و کاهش هزینه می‌شد. به منظور ساده و سریع شدن محاسبات برای محاسبه CD و LLE، بعد سرهمبندی ۳ (رسیدن به این بعد با روش رسم بعد همبستگی بر حسب لگاریتم شعاع تأیید می‌شود) و برای محاسبه SFI، ۲ انتخاب شد [۱۲]. در میان ویژگی‌های آشوبگونه استخراج شده، بعد همبستگی روابط معنی‌دار و

شود، بعنوان معیار مناسب انتخاب شد [۱۵].

۲-۳ - محاسبه بعد همبستگی

مجموع همبستگی (C) از رابطه زیر بدست می آید:

$$C^{(M)}(R) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i,j=1, i \neq j}^N \Theta \left[R - \left| \bar{x}_i - \bar{x}_j \right| \right] \quad (2)$$

N، تعداد کل نقاط سیگنال می باشد. تابع Θ پله واحد می باشد. به C یک بالانویس (M) اضافه شده است و به این معنا است که مجموع همبستگی ممکن است به ابعاد فضای بازسازی شده (M) وابستگی داشته باشد. همچنین در رابطه‌ی ذکر شده بالای x ها علامت بردار قرار داده شده است تا نشان داده شود که هر کدام از این x ها یک بردار با ابعاد فضای حالت ساخته شده (M) می باشند. مجموع همبستگی تعداد نسبی جفت نقطه‌هایی که در فضای ساخته شده در فاصله‌ی R از یکدیگر قرار گرفته‌اند را بدست می دهد [۱۴]. حداکثر جهت اختلاف که گاهی نرم ماکزیم نامیده می شود، دارای این مزیت است که بزرگترین فاصله برای تمامی ابعاد بازسازی شده یکسان است، بنابراین مقایسه‌ی نتایج بین ابعاد بازسازی مختلف ساده تر است. CD(M) تعدادی تعریف می شود که تساوی زیر را برای مقادیر R واقع در ناحیه‌ی اسکیل برقرار کند:

$$C^{(M)}(R) = K R^{-CD(M)} \quad (3)$$

وقتی ابعاد فضای بازسازی شده افزایش می یابد، مقدار ابعاد همبستگی هم زیاد می شود، ولی این افزایش تا یک حدی ادامه پیدا می کند، مقداری از M که در آن ابعاد همبستگی به اشباع می رود و دیگر زیاد نمی شود، همان بعد واقعی فضای فاز است [۱۴]. در این تحقیق، برای محاسبه بعد همبستگی و نمای لیپانوف از بعد سرهمبندی ۳ و برای محاسبه شاخص پرشدگی فضا از بعد سرهمبندی ۲ استفاده شد.

خودبخودی است که در آن فیبریلاسیون دهلیزی در کمتر از یک ثانیه بعد از انتهای ثبت پایان می یابد. (توجه شود که این ثبت‌ها از همان سیگنال طولانی مربوط به گروه S می آیند و بلافاصله بعد از گروه S ثبت می شوند. برای مثال t01 ادامه ثبت s01 است [۱۳].)

۲-۲ - بازسازی فضا و انتخاب بعد سرهمبندی

به کمک تئوری Taken از طریق سرهم بندی یا بازسازی سیگنال می توانیم از اطلاعات مربوط به یک متغیر به اطلاعات کل سیستم دسترسی پیدا کنیم. برای بررسی چگونگی بازسازی و سرهم بندی فضا، ابتدا فرض می کنیم که از یک سیستم دینامیکی یک سری از مقادیر x را ثبت کرده ایم، سپس می خواهیم با استفاده از مقادیر $x_s = x_1, x_2, x_3, \dots$ دینامیک کل سیستم را بازسازی کنیم. این کار را با گروه بندی کردن این مقادیر به منظور ایجاد بردارها، انجام می دهیم. برای نمونه، فرض کنید که می خواهیم یک فضای M بعدی را بازسازی کنیم. برای انجام این کار باید مقادیر را در گروه های M تایی قرار دهیم، مثلاً (x_1, x_2, \dots, x_M) . به این ترتیب می توانیم چندین گروه M تایی (بردار با بعد M) داشته باشیم، که هر کدام از این بردارها نمایانگر یک نقطه در این فضای بازسازی شده است (رابطه ۱) [۱۴].

$$\vec{x}_i = \left(x_i, x_{i+t_L}, x_{i+2t_L}, \dots, x_{i+(M-1)t_L} \right) \quad (1)$$

در رابطه فوق t_L تاخیر زمانی می باشد و بیانگر فاصله‌ی زمانی بین مقادیر نمونه برداری شده‌ی متوالی برای ساختن بردار \vec{x}_i می باشد.

روش های مختلفی برای یافتن تاخیر جهت بازسازی فضای سرهمبندی بهینه مورد بررسی قرار گرفتند و بصورت تجربی تعیین تاخیر در محلی که تابع خود همبستگی برابر $1/e$

۴-۲ - محاسبه نمای لیپانوف

نمای لیپانوف (λ) معیاری از واگرایی تراژکتوری‌های نزدیک به هم می‌باشد. اگر در سیستم حداقل یک نمای لیپانوف مثبت وجود داشته باشد، رفتار سیستم آشوبگونه است. محاسبه نمای لیپانوف از روی یک سری زمانی یک بعدی، بصورت زیر است:

$$\lambda = \frac{1}{n} \ln \left(\frac{d_n}{d_0} \right) \quad (4)$$

d_0 فاصله دو نقطه x_1 و x_2 در فضای فاز بر روی دو تراژکتوری نزدیک به هم باشد. پس از گذشت مدت زمان nt_L که t_L فاصله زمانی بین نمونه‌ها می‌باشد، به نقاطی بر روی تراژکتوری‌های همسایه با فاصله d_n از یکدیگر می‌رسیم. نمای لیپانوف می‌تواند برای هر بعد حساب شود، اما معمولاً فقط بزرگترین نمای لیپانوف برای تفسیر دینامیک‌ها استفاده می‌شود.

نمای لیپانوف منفی به معنای نزدیک شدن تراژکتوری‌های همسایه، نمای لیپانوف صفر به معنای یکسان ماندن فاصله تراژکتوری‌ها و نمای مثبت به معنای دور شدن تراژکتوری‌های همسایه از یکدیگر می‌باشد و شاخصی قوی برای آشوبگونه بودن سیستم است. در این مقاله بزرگترین نمای لیپانوف با الگوریتم Wolf و توسط جعبه ابزار OpenTstool در Matlab 2007b محاسبه شد [۱۶] و برای تمامی سیگنال‌ها مقداری مثبت بدست آمد.

۵-۲ - محاسبه شاخص پرشدگی فضا

فرض کنیم که سیگنال توسط مختصات یک نقطه \vec{x}_i در فضای فاز نمایش داده شده باشد. آنگاه رفتار دینامیکی سیگنال با توالی این نقاط \vec{x}_i در فضای فاز بازسازی می‌شود. بردار \vec{x}_i در فضای چند بعدی توسط مقادیر تاخیر یافته زمانی در سری زمانی ساخته شده است که مختصات

نقاط فضای فاز را تعیین می‌کند.

که \vec{x}_i مختصات یک نقطه از تراژکتوری در فضای فاز می‌باشد. M بعد سرهمبندی می‌باشد. ماتریس $A(M)$ را بصورت زیر تعریف می‌کنیم.

$$A(M) = \begin{bmatrix} x(1) & x(1+t_L) & \dots & x(1+(M-1)t_L) \\ x(2) & x(2+t_L) & \dots & x(2+(M-1)t_L) \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x(E) & x(E+t_L) & \dots & x(E+(M-1)t_L) \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$E = N - (M-1)t_L \quad (6)$$

با رسم ستون ۲ نسبت به ستون ۱ (برای مورد $M=2$)، فضای فاز برای دو بعد بدست می‌آید:

$$A(2) = \begin{bmatrix} x(1) & x(1+t_L) \\ x(2) & x(2+t_L) \\ \vdots & \vdots \\ x(E) & x(E+t_L) \end{bmatrix} \quad (7)$$

حال ماتریس B_M را با تقسیم هر عنصر A_M بر x_{\max} نرمالیزه می‌کنیم که:

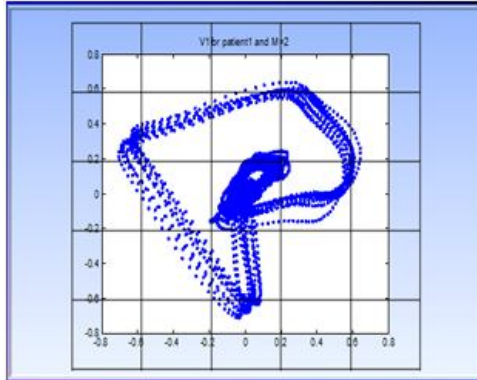
$$x_{\max} = \max |x_i| \quad 1 \leq i \leq N \quad (8)$$

بنابر این ماتریس B_2 بصورت زیر ساخته می‌شود:

$$B(2) = \begin{bmatrix} x(1)/x_{\max} & x(1+t_L)/x_{\max} \\ x(2)/x_{\max} & x(2+t_L)/x_{\max} \\ \vdots & \vdots \\ x(E)/x_{\max} & x(E+t_L)/x_{\max} \end{bmatrix} \quad (9)$$

در بعد ۲، نمودار فضای فاز مربوط به ماتریس نرمالیزاسیون در هر محور از -۱ تا +۱ امتداد دارد.

حال فضای فاز را به مربع‌های کوچکی با سایز



شکل ۱: سیگنال ECG در فضای فاز ۲ بعدی. جدول در جهت x و y از ۱- تا ۱+ گسترده شده و طول هر ضلع ۰/۴ انتخاب شده است یعنی R=۵.

۲-۶- روش آماری کروسکال والیس

آزمون کروسکال والیس جایگزین غیرپارامتری آنالیز واریانس یکطرفه است. مزیت آزمون‌های غیرپارامتری این است که نسبت به آزمون‌های پارامتری، فرض‌های کمتری دارند. این روندها به توزیع خاصی نیاز ندارند هر چند که بعضی از آنها به فرض‌های خاصی در مورد شکل توزیع نیازمندند. اگر بخواهیم فرضیه صفر را آزمون کنیم که تمام میانگین‌های جامعه با هم برابر هستند، باید داده‌ها نمونه‌های مستقلی از جامعه‌هایی باشند که شکل آنها یکسان است. این فرض کمتر از فرض نرمال بودن سختگیرانه است ولی فرض برابری واریانس‌ها وجود دارد. اگر تنها بخواهیم آزمون کنیم که مقادیر یک جامعه از مقادیر جامعه دیگری بزرگتر است، به فرض یکسان بودن شکل توزیع‌ها نیازی نداریم [۱۷].

۳- نتایج

برای ارزیابی اینکه بینیم آیا این ویژگی‌های آشوبگونه می‌توانند بین گروه‌های مختلف فیبریلاسیون دهلیزی تمایز قائل شوند یا نه و در چه مدت زمانی از ثبت سیگنال می‌توانند این تمایز را قائل شوند از آزمون کروسکال والیس

تقسیمات در فضای نرمالیزه $n = \frac{2}{R}$ است. پس تعداد تقسیمات در فضای نرمالیزه $n = \frac{2}{R}$ است.

در نتیجه ماتریس C با عناصرش $c(i,j)$ بدست می‌آید که برابر تعداد نقاط فضای فازی می‌باشد که در شبکه $g(i,j)$ می‌افتد. ماتریس C، ماتریس فضای فاز نامیده می‌شود که عناصر آن بر m تقسیم می‌شوند که m:

$$m = \sum_{i,j=1}^n C(i,j) \quad (10)$$

با این تقسیم $p(i,j)$ بدست می‌آید: احتمال اینکه فضای فاز در شبکه $g(i,j)$ قرار بگیرد. حال ماتریس Q را شکل می‌دهیم. با مربع کردن درایه‌های ماتریس Q بدست می‌آید. مجموع عناصر Q بصورت زیر محاسبه می‌شود:

$$S = \sum_{i,j=1}^n q(i,j) \quad (11)$$

$$SFI = \frac{S}{n^2} \quad (12)$$

حال SFI درجه تغییرات در سیگنال را کمی می‌کند و شاخصی از تعداد نقاط در جاذب است [۱۱]. در این تحقیق برای محاسبه SFI الگوریتم فوق در نرم‌افزار Matlab 2007 b پیاده‌سازی شده است. نمونه‌ای از توزیع نقاط فضای فاز در مربعهای به ضلع ۰/۴ در شکل ۱ نشان داده شده است.

جدول ۲: مقایسه بزرگترین نمای لیاپانوف در مدت زمان ثبت ۱۵ ثانیه (LLE(15s)، ۳۰ ثانیه (LLE(30s)، ۴۵ ثانیه (LLE(45s) و ۶۰ ثانیه (LLE(60s) با استفاده از آزمون کروسکال والیس.

	LLE (60s)	LLE (45s)	LLE (30s)	LLE (15s)
Pvalue(NST)	0.568	0.41	0.271	0.101
Pvalue(NS)	0.257	0.226	0.29	0.059
Pvalue(NT)	0.545	0.29	0.131	0.082
Pvalue(ST)	0.821	0.705	0.496	0.821

در جدول ۳، شاخص پرشدگی فضا مورد بررسی قرار گرفته است تا مشخص شود این شاخص به چه میزان بر روی تمایز ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی موثر است و زمان ثبت چگونه تاثیر می‌گذارد. مشخصات این جدول نیز مشابه جدول ۱ می‌باشد.

جدول ۳: مقایسه شاخص پر شدگی فضا در مدت زمان ثبت ۱۵ ثانیه (SFI (15s)، ۳۰ ثانیه (SFI (30s)، ۴۵ ثانیه (SFI (45s) و ۶۰ ثانیه (SFI (60s) با استفاده از آزمون کروسکال والیس.

	SFI (60s)	SFI (45s)	SFI (30s)	SFI (15s)
PValue(NST)	0.709	0.869	0.827	0.884
Pvalue(NS)	0.596	0.545	0.472	0.45
Pvalue(NT)	0.449	0.762	0.791	0.97
Pvalue(ST)	0.677	0.85	0.91	1

جدول ۱ نشان می‌دهد که بعد همبستگی در مدت زمان ثبت داده ۳۰ ثانیه، ۴۵ ثانیه و ۶۰ ثانیه می‌تواند بین گروه N و S و همینطور بین گروه N و T تمایز قائل شود (Pvalue<0.05). اما در همین مدت زمان‌ها بین گروه S و T تمایز قائل نمی‌شود. در مدت زمان ۱۵ ثانیه، Pvalue در مقایسه N، S و T و همینطور در مقایسه N و T برخلاف بقیه مدت زمان‌ها بیشتر از ۰/۰۵ بدست آمده که این نشان می‌دهد که مدت ۱۵ ثانیه برای تشخیص فیبریلاسیون

استفاده کرده‌ایم. در جدول ۱، سطر اول مربوط به مقادیر P برای تعیین معنی‌دار بودن (Pvalue<0.05) مقایسه بین بعدهمبستگی ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی (Pvalue(NST)) در مدت زمان ثبت ۱۵ ثانیه، ۳۰ ثانیه، ۴۵ ثانیه و ۶۰ ثانیه می‌باشد. سطر دوم، سوم و چهارم این جدول مربوط به مقایسه دو به دو این گروه‌ها می‌باشد (Pvalue(NT))، (Pvalue(NS))، (Pvalue(ST)).

در جداولی که در ادامه ذکر خواهد شد، خانه‌هایی که با قرمز مشخص شده‌اند به مفهوم معنی‌دار نبودن تفاوت ویژگی در مدت زمان خاص در بین گروه‌های مورد بررسی است.

جدول ۱: مقایسه بعد همبستگی در مدت زمان ثبت ۱۵ ثانیه (CD (15s)، ۳۰ ثانیه (CD (30s)، ۴۵ ثانیه (CD (45s) و ۶۰ ثانیه (CD (60s) با استفاده از آزمون کروسکال والیس، رنگ قرمز به معنی Pvalue>0.05 می‌باشد.

	CD (60s)	CD (45s)	CD (30s)	CD (15s)
Pvalue(NST)	0.015	0.03	0.029	0.103
Pvalue(NS)	0.019	0.023	0.016	0.049
Pvalue(NT)	0.008	0.023	0.034	0.096
Pvalue(ST)	0.821	0.762	0.705	0.762

مشخصات جدول ۲، همان مشخصات جدول ۱ مربوط به بزرگترین نمای لیاپانوف می‌باشد.

زمان ثبت در بقیه حالات بر روی آن تاثیرگذار است. در حالی که نمای لیاپانوف و شاخص پرشدگی فضا تمایزی بین گروه‌های مختلف فیبریلاسیون قائل نمی‌شوند، حتی افزایش مدت زمان ثبت نیز اثری روی آنها ندارد. در مدت زمان‌های مورد بررسی در این مقاله، این نتیجه بدست آمد که در مدت زمان ثبت ۳۰ ثانیه و با استفاده از معیار بعد همبستگی می‌توان نوع پایان فیبریلاسیون دهلیزی را پیشگویی کرد. در صورت پیشگویی پایان خودبخودی از روش‌های درمانی استفاده نمی‌شود که در نظر گرفتن این موضوع علاوه بر جلوگیری از استفاده نابجا از درمان، به کاهش هزینه‌های دارویی نیز منجر می‌شود.

مراجع

- [1] Valentina D.A. Corino, Roberto Sassi, Luca T. Mainardi, Sergio Cerutti, "Signal processing methods for information enhancement in atrial fibrillation: Spectral analysis and non-linear parameters," Biomedical Signal Processing and Control 1, pp. 271-281, Feb. 2007.
- [2] Marek Malik, A. John Camm, Dynamic electrocardiography, a. i. o. B. P. Futura, Ed. 2004.
- [3] Micle Smart, in.
- [4] J. Fell, K. Mann, J. Roschke, M. S. Gopinathan, "Nonlinear analysis of continuous ECG during sleep I. Reconstruction," Biological cybernetics, vol. 82, pp. 477-483, 2000.
- [5] W. Zhenzhou, N. Xinbao, Z. Yu, DU Gonghuan, "Distribution of correlation dimensions of synchronous 12-lead ECG signals," Chinese science bulletin, vol. 45, No 17, Sep. 2000.
- [6] Tsair Kao, Yueh Su, Ching-Tai Tai, Shih-An Chen, Yi-Chen Lin, Han-Wen Tso, "Differentiation of Atrial Flutter and Atrial Fibrillation from Surface electrocardiogram using nonlinear analysis," medical and biomedical Engineering, vol. 25(3), pp. 117-122, Sep. 2005.
- [7] M. Bahmanyar, W. Balachandran, "an algorithm for filtering ElectroCardioGrams to improve non-linear feature extraction," Systems Sybernetics and informatics, vol. 5, No. 2.
- [8] M. Kotas, "Projective filtering of time-aligned beats for foetal ECG extraction," Bulletin of the polish academy of sciences, vol. 55, no. 4, 2007.
- [9] Elif Derya Übeylia, İnan Güler, "Detection of electrocardiographic changes in partial epileptic patients using lyapunov exponent with Multilayer perceptron neural network," in, 2004.
- [10] Vikram K. Yeragani, " Measures of LLE of heart rate in dierent frequency bands: a possible measure of relative vagal and sympathetic activity, 5 441," vol. 5, pp. 441-462, 2004.

دهلیزی بدون پایان و با پایان نزدیک مدت کافی نمی‌باشد و در ۴ طول مختلف زمان ثبت سیگنال بررسی شده در این مقاله، زمان بهینه ۳۰ ثانیه است. چون در این زمان مقادیر P با مقادیر P مدت زمان ۶۰ ثانیه از نظر معنی‌داری، مشابه می‌باشد.

در مورد نمای لیاپانوف و شاخص پرشدگی فضا در همه مدت زمان‌های ثبت مختلف، مقادیر P بین ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی تمایزی ایجاد نکرده است. از جداول ۱، ۲ و ۳ چنین نتیجه می‌شود که تنها ویژگی‌ای که توانایی تمایز بین انواع مختلف فیبریلاسیون از لحاظ نوع پایان را دارا است ویژگی بعد همبستگی می‌باشد و بزرگترین نمای لیاپانوف و شاخص پرشدگی فضا به نتایج معتبری ختم نمی‌شوند. در جداول ۲ و ۳ افزایش مدت زمان ثبت نیز کمکی به ایجاد تمایز بین انواع فیبریلاسیون توسط LLE و SFI نمی‌کند. درحالی که در مورد بعد همبستگی بین حالات S و T تمایزی حاصل نشد. اما مدت ثبت بر روی ایجاد تمایز در سایر حالات تاثیرگذار بود.

۴- جمع‌بندی

پارامترهای بعد همبستگی، نمای لیاپانوف در فضای سرهمبندی ۳ بعدی و شاخص پرشدگی فضا در فضای سرهمبندی ۲ بعدی بعنوان ویژگی آشوبگونه برای سیگنال ECG بیماران فیبریلاسیون دهلیزی در ۳ گروه فیبریلاسیون دهلیزی بی‌پایان، با پایان نزدیک و با پایان خودبخودی محاسبه شد. پس از استخراج ویژگی‌ها از آزمون کروسکال والیس برای بررسی تمایز ۳ گروه استفاده شد. همچنین اثر مدت زمان ثبت سیگنال بر روی میزان تفکیک ویژگی‌های آشوبگونه بین ۳ گروه فیبریلاسیون بررسی شد. تنها ویژگی‌ای که توانایی تمایز بین انواع مختلف فیبریلاسیون را داراست ویژگی بعد همبستگی می‌باشد که البته بین حالات S و T تمایزی ایجاد نمی‌کند ولی مدت



چهارمین کنفرانس سلامت الکترونیک و کاربردهای ICT در پزشکی ایران

17 - 18
Jan 2011

۲۸ - ۲۹

بهمن ۱۳۸۹



- [11] Oliver Faust, Rajendra Acharya, SM Krishnan, Lim Choo Min , "Analysis of cardiac signals using spatial filling index and time-frequency domain," Sep. 2004.
- [12] S Yahyazadeh, SMP Firoozabadi, M Haghjoo, S Parvaneh., "Quantative relation between chaotic features of surface ECG and intracardiac electrogram," in Computer in Cardiology, Belfast, 2010.
- [13] Goldberger, A. L. and Amaral, L. A. N. and Glass, L. and Hausdorff, J. M. and Ivanov, P. Ch. and Mark, R. G. and Mietus, J. E. and Moody, G. B. and Peng, C.-K. and Stanley, H. E., "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet}: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals," Circulation, vol. 101, no. 23, pp. e215-e220, Jun. 2000.
- [14] R. C. Hilborn, chaos and nonlinear dynamics, 2nd ed.
- [15] Raul Carvajal, Niels Wessel, Montserrat Vallverd, Pere Caminal, Andreas Voss , "Correlation dimension analysis of heart rate variability in patients with dilated cardiomyopathy," Computers method and programs in biomedicine, vol. 78, pp. 133-140, Jan. 2005.
- [16] <http://www.physik3.gwdg.de/tstool/>

[۱۷] مترجم: علیرضا منتظری، کتاب آموزشی SPSS در محیط ویندوز، آذرنگ ۱۳۷۸.

4th
E-Health

چهارمین کنفرانس سلامت الکترونیک و کاربردهای ICT در پزشکی ایران
مشهد مقدس ۱۳۸۹

