



Kalp Hızı Değişkenliği Frekans Alanı Ölçümleri ile Paroksizmal Atriyal Fibrilasyon Atağının Önceden Kestirimi

Early Prediction of Paroxysmal Atrial Fibrillation using Frequency Domain Measures of Heart Rate Variability

Ali Narin¹, Yalçın İşler², Mahmut Özer¹

¹Elektrik - Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bülent Ecevit Üniversitesi, Zonguldak, Türkiye
alinarin45@gmail.com, mahmutozer2002@yahoo.com

²Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, İzmir Katip Çelebi Üniversitesi, İzmir, Türkiye
islerya@yahoo.com

Özetçe—Paroksizmal Atriyal Fibrilasyon (PAF) kulakçık dokularındaki düzensiz uyarımların yol açtığı ileri yaşlarda çok sık görülen bir kalp rahatsızlığıdır. Bu rahatsızlığın önceden tespit edilip önlem alınması hastalığın ilerlemesini durdurmak ile beraber hastanın yaşam standardını artırır. Bu çalışmada PAF hastalarının atak geçirmeden kaçınıcı 5 dakika öncesinde uyarılabileceğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada kullanılan 30 dakikalık veriler 5 dakikalık parçalara ayrılmıştır. Her bir parça için kalp hızı değişkenliği frekans alanı ölçümlerinden kolay ve pratik elde edilen hızlı fourier dönüşümü kullanılmıştır. Bu ölçümler kullanılarak parçalar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı ve k en yakın komşu sınıflandırıcısının ayırt etme başarımları tespit edilmiştir. İstatistiksel analizlerin sonuçlarına göre, istatistiksel olarak 12.5 dakika öncesinde PAF geçirecek hastaların uyarılabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler — kalp hızı değişkenliği; paroksizmal atriyal fibrilasyon; hızlı fourier dönüşümü; erken tahmin.

Abstract— Paroxysmal Atrial Fibrillation (PAF) is a very common heart disease caused by irregular impulses of atrial tissue in adult. Diagnosing in the early stages of this disorder is very important for the patients to stop the progression of the disease and to improve the life quality. In this study, it is aimed to predict the PAF event before the realization of the PAF which in 5 minutes for the PAF patients. 30-minute data used in the study were divided into 5-minute parts. Fast Fourier Transform of frequency domain measures of heart rate variability obtained easily and practically is used for each part. The statistical significances among segments and discriminating performances of k-Nearest Neighbors classifier were obtained for each segment using these measurements. Consequently, As a result of statistical analysis, it is shown that patients may be warned 12.5 minutes earlier than a PAF attack.

Keywords — heart rate variability; paroxysmal atrial fibrillation; fast fourier transform; early prediction.

I. GİRİŞ

Atriyal Fibrilasyon (AF) tanım olarak atriyumların (kulakçıkların) titreşimidir. Bu rahatsızlıkta, uyarı odağı olan SA düğümün yanı sıra kulakçık dokularından çok sayıda düzensiz elektriksel uyarım meydana gelir. Oluşan bu durum sonucunda atriyumların her noktasında çok hızlı ve düzensiz kasılmalar oluşur. Böylece etkin bir kasılma yerine etkisiz titreşimler oluşur. Oluşan bu uyarımlar AV düğümü sürekli uyarım altında tutar. AV düğüm buraya gelen uyarımların bir kısmını engellerken bir kısmını karıncıklara geçirir. Bu geçen uyarımlar kalbin düzensiz ve hızlı atımına yol açar. Bunun sonucunda ölüm, inme ve diğer tromboembolik olayların oranlarında artış ve kalp yetersizliği baş gösterir. Bu nedenle AF önemli bir sağlık problemidir.

AF özellikle ileri yaşlarda çok sık görülmektedir. Bu rahatsızlıktan muzdarip olanların sayısı gerek yurt dışında gerekse ülkemizde oldukça fazladır ve gün geçtikçe artmaktadır [1],[2] ve [3].

AF rahatsızlığına sahip kişilerin yaşam kaliteleri rahatsızlığın şiddetine göre ciddi bir şekilde etkilenmektedir. Bu sebeple, rahatsızlığın ilk aşamalarında teşhis edilip önlem alınması hasta için hayati önem taşımaktadır. Çünkü yukarıda da belirtildiği üzere hastalığın sonraki evreleri çok ağır olmakla birlikte ölümler sonuçlanmaktadır.

AF genel olarak Paroksizmal AF, Israrcı AF ve kalıcı AF olmak üzere üç aşamadan oluşmaktadır. AF'nin ilk aşaması olan Paroksizmal AF (PAF) atağı 2 - 7 gün arasında sürmektedir. Kendiliğinden sonlanmaktadır. Bu sebeple kişi çoğunlukla PAF atağı geçirdiğini fark etmeyebilir. PAF atağının önceden tespit edilip önlem alınması hastalığın ilerlemesini durdurmak ile beraber hastanın yaşam standardını artırır.

Literatürde PAF hastalığının önceden kestirimi ile ilgili birçok çalışma bulunmaktadır. Bunlar: Atriyal prematüre vuruların frekansları [4], P-dalga değişimleri ve güç spektral değişimleri [5],[6], atriyal ektopik ve ventriküler ektopik sayıları [7], kalp hızı değişkenliği (KHD) verileri kullanılarak zaman alanı, frekans alanı ve lineer olmayan ölçümler [8], [9], [10], [11], [12], ayak izi analizleri [13]

Sinyal İşleme 1

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

PAF'ın sınıflandırılması ve tespiti ile ilgili kullanılan yöntemlerdir.

Bu çalışmanın temel amacı, PAF atağının önceden tespit edilmesi mümkün mü? Mümkün ise kaçınıcı 5 dakika içerisinde PAF atağı geçirebilir? Şeklindeki sorulara cevap bulmaktır. Çalışmada, 5 dakikalık segmentlere ayrılan veriler üzerinde frekans alanı ölçümlerinden hızlı Fourier dönüşümü (FFT) kullanılmıştır. FFT dönüşümünden elde edilen güç spektral yoğunluklarının PAF atağının önceden tespit başarımı araştırılmıştır. Elde edilen FFT ölçümleri üzerinden her bir 5 dakikalık KHD verisi için istatistiksel anlamlılık değerleri ve k-NN sınıflandırma algoritmasının başarımları 10-parçalı çapraz doğrulama yöntemi ve 100 tekrarlı olarak tespit edilmiştir.

İkinci bölümde çalışmada kullanılan veri tabanı, KHD oluşumu ve elde edilmesi, Frekans alanı ölçümleri, hızlı Fourier dönüşümü ve normalizasyon işlemleri, istatistiksel anlamlılık testi, k-en yakın komşu sınıflandırıcısı ve performans değerlendirme başlıkları ele alınıp üçüncü bölümde yapılan çalışmalar, elde edilen sonuçlar ve yorumları ele alınacaktır.

II. YÖNTEM

A. Veri

Bu çalışmada, Normal ve PAF hastalarına ait KHD verileri internet üzerinde araştırmacılara ücretsiz olarak sunulan Physionet tarafından yayımlanmakta olan "MIT-BIH PAF Challenge Database (afpdb)" verileri kullanılmıştır [14]. Burada 100 adet veri 3 gruba ayrılır.

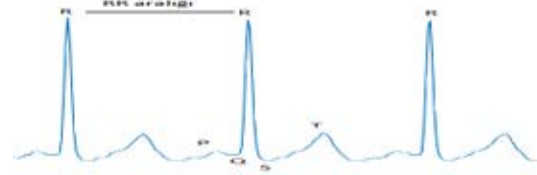
- Normal: Kontrol grubunda yer alan herhangi bir aritmiye sahip olmayan 50 adet veriden oluşur (n1, n11 ... n50 gibi).
- PAF geçirmeyen: PAF rahatsızlığına sahip olup 30 dakikalık verinin 45 dakika öncesinde ve sonrasında PAF olayı gerçekleşmeyen 25 adet veriden oluşur (Tek olan sayılar bu gruba aittir. Örneğin; p1, p17... 49 gibi).
- PAF geçiren: PAF rahatsızlığına sahip olup PAF olayı gerçekleşmeden hemen önceki 30 dakikayı içeren 25 adet veriden oluşur (Çift olan sayılar bu gruba aittir. Örneğin; p2, p16... p50 gibi.)

Kontrol grubunda yer alan 'n27' nolu veriden sağlıklı bir şekilde KHD verileri elde edilemediği için literatürdeki diğer çalışmalarda olduğu gibi bu çalışmanın dışında tutulmuştur [11].

B. Kalp Hızı Değişkenliği Verilerinin Elde Edilmesi

KHD verileri, EKG işaretindeki QRS dalga yapısının belirlenmesi sonucunda elde edilir (Şekil 1) [15]. Çünkü QRS dalga yapısı EKG işaretinde en belirgin genlik değerine sahip bileşendir. KHD, QRS tespit edildikten

sonra peş peşe gelen RR zaman aralıkları arasındaki zaman farkı (yani, $T_n = t_n - t_{n-1}$) olarak tanımlanır [16].



Şekil 1. QRS dalga formu ve RR aralığı

C. KHD Frekans Alanı Ölçümleri

KHD frekans alanı ölçümleri, otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik değişimlerinin izlenmesi için kullanılan önemli ölçümlerdir. Literatürde KHD frekans alanı ölçümleri için 3 frekans bandı kullanılır. Bunlar Task Force adlı bir grubun 1996 yılında yayınladıkları çalışmada yer alan çok düşük frekans (VLF) (0-0.04 Hz), düşük frekans (LF) (0.04-0.15 Hz) ve yüksek frekans (HF) (0.15-0.40 Hz) bantlarıdır [17].

KHD frekans alanı ölçümleri için Tablo 1'de verilen değerler hesaplanmıştır.

VLF	VLF frekans bandı gücü
LF	LF frekans bandı gücü
HF	HF frekans bandı gücü
TOPLAM GÜÇ	Toplam güç (VLF+LF+HF)
LF/HF	LF/HF oranı

Tablo 1. Elde edilen FFT Frekans alanı ölçümleri

D. Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT)

N adet eşit zaman aralıklarıyla örneklenmiş ve zaman alanında ortalama ve varyans değeri değişmeyen x işaretinin Ayırık Fourier Dönüşümü (AFD) şu şekilde bulunabilir:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} (x(n)e^{-j2\pi kn/N}) \quad k = 0, \pm 1, \dots, \pm(N-1) \quad (1)$$

Denklemdaki N değeri zaman dizisi verisinin uzunluğudur. N değerinin yüksek seçilmesi AFD hesaplamasını yavaşlatmakta ve verimsiz hale getirmektedir. Bu soruna çözüm olarak, hesaplamayı daha hızlı bir şekilde yapan ve aynı sonucu veren hızlı Fourier dönüşümü (FFT) yöntemi kullanılmaktadır [18]. Güç spektral yoğunluğu:

$$P_x = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2 \quad (2)$$

şeklinde bulunur.

Bu yöntemin kullanılması için verilerin zamanda eşit aralıklarla örneklenmesi ve durağan olmayan KHD işaretlerinin durağansızlıktan arındırılması gerekmektedir. Bu sayede, FFT güç spektral yoğunluk hesabı yapılabilir. Bu sebeple, çalışmamızda, KHD verileri kübik şerit



Sinyal İşleme 1

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

interpolasyon yöntemiyle 7 Hz örnekleme frekansı ile yeniden örneklendirilmiş ve Smoothness Priors yöntemiyle durağan hale getirilmiştir.

Uygulanan bu ön işlemler sonrasında, FFT yöntemiyle VLF, LF, HF, LF/HF, TOPLAM GÜÇ ölçümleri elde edilmiştir. Bu ölçümlerin dağılımlarının düzenli hale gelmesi için [0,1] aralığına ölçekleyen (Min-Max) yöntemi kullanılmıştır [19].

E. İstatistiksel Anlamlılık Testi

İstatistiksel ölçümler için IBM SPSS Statistic 22 paket programı kullanılmıştır. Burada, bağımsız örneklem t-testi kullanılarak p değerleri hesaplanmıştır. İstatistiksel anlamlılık değeri olarak ($p < 0.05$) seçilmiştir.

F. K-En Yakın Komşu Sınıflandırıcısı

K-en yakın komşu (KNN) örnek tabanlı bir sınıflandırıcı olup sınıflandırıcı sistem parametreleri olarak sadece örnekler tutulmaktadır. Sınıfı bilinmeyen yeni bir örnek test edildiğinde, test edilen örneğin kendi komşularından k tanesinin çoğunluğunun bulunduğu sınıfa atanır [19]. Bu sınıflandırıcı algoritmasında önceden sınıfı bilinen örneklerle kıyaslama yapıldığından, ayrıca bir eğitim aşaması yoktur. Diğer bir deyişle, sınıflandırıcının eğitim aşaması sadece örneklerin ve ait oldukları sınıf bilgilerinin saklanmasıdır. Komşuların belirlenmesinde, örneklerin hepsi çok boyutlu uzaydaki vektörler olarak gösterilir [20]. İki örnek arasındaki uzaklığın ölçülmesinde ise Öklid uzaklık ifadesi kullanılmıştır.

G. Değerlendirme

Sınıflandırıcıların başarımlarında kullanılan ölçütler:

$$SEN = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3)$$

$$SPE = \frac{TN}{TN + FP} \quad (4)$$

$$NEG = \frac{TN}{TN + FN} \quad (5)$$

$$POS = \frac{TP}{TP + FP} \quad (6)$$

$$ACC = \frac{TP + TN}{TP + FN + FP + TN} \quad (7)$$

şeklinde verilmektedir [15].

Burada, gerçekten hasta olup sınıflandırıcı tarafından hasta olarak bulunanların sayısını TP ve yanlışlıkla sağlam olarak bulunanların sayısını FN ile gerçekten sağlam olup sınıflandırıcı tarafından sağlam olarak bulunanların sayısını TN ve yanlışlıkla hasta olarak bulunanların sayısını FP verir. Bu değerler kullanılarak sınıflandırıcı performansları için SEN (hassaslık), SPE (özgünlük),

NEG (negatif seçicilik), POS (pozitif seçicilik) ve ACC (genel başarımlar) değerleri hesaplanmıştır.

Bu çalışmada başarımların hesaplanması için k-parçalı çapraz değerlendirme yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemde k parçaya ayrılan verilerden (k-1) adedi sınıflandırıcının eğitimi için kullanılır ve kalan parçayla algoritma test edilir. Bu işlem tüm parçalar test için kullanılacak şekilde tekrarlanarak TP, TN, FP ve FN değerleri bu denemelerin ortalamaları şeklinde bulunur [20].

III. SONUÇLAR

Veri setinden elde edilen 30 dakikalık KHD verileri öncelikle 2 veri seti grubuna ayrılmıştır (Tablo 2). Veri Seti#1 için "Normal" ve "PAF geçirmeyenler" bir sınıfta, "PAF geçirenler" bir diğer sınıfta tutulmuştur. Veri Seti#2 için, "PAF geçirmeyenler" bir sınıfta "PAF geçirenler" diğer sınıfta tutulmuştur. Çünkü PAF atağının önceden kestiriminin yapılabilmesi için verilerin ayrımının tespit edilmesi gereklidir.

Veri Seti#1	74 (Normal+PAF (geçirmeyen)) – 25 PAF (geçiren)
Veri Seti#2	25 PAF (geçirmeyen) – 25 PAF (geçiren)

Tablo 2. Verilerin Gruplanması

Bu gruplar için her bir veri %50 üst üste bindirilmiş olarak 5 dakikalık 10 segmente ayrılmıştır (Seg#1: 0-5 dk, Seg#2: 2.5-7.5 dk, ..., Seg#10: 22.5-27.5 dk şeklindedir). Elde edilen her bir segment için ayrı ayrı FFT frekans alanı ölçümleri elde edilmiştir. Tablo 3 ve Tablo 4'de hem veri seti 1 hem veri seti 2 için elde edilen bu ölçümler kullanılarak her bir segmentin istatistiksel anlamlılık değerleri tespit edilmiştir.

Sonuçlara bakıldığında veri seti 1 için yani "Normal" kişilerin çalışmaya katılmasıyla HF ve TOPLAM GÜÇ ölçümlerinde 12.5-17.5 dk zaman aralığına kadar $p < 0,05$ olduğu görülmektedir. Veri seti 2 için yani "Normal" kişilerin çalışmadan hariç tutulmasıyla HF ve TOPLAM GÜÇ ölçümlerinde 5-10 dk zaman aralığına kadar $p < 0,05$ olduğu görülmektedir.

Tablo 5'de verilen k-NN sınıflandırıcı başarımlarına göre, FFT frekans alanı ölçümleriyle PAF olayına yaklaştıkça veri seti 1 için genel başarımların arttığı söylenirken veri seti 2 için aynı şey söylenememektedir. K-NN'in FFT ölçümleri için PAF olayına yaklaştıkça ayırt etme başarısının çok net olmadığı görülmektedir. NaN değeri sayısal sonuç üretilmediğini gösterir.

KAYNAKÇA

- [1] January, C. T. and et al., "2014 AHA/ACC/HRS guideline for the management of patients with atrial fibrillation: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society," J. Am. Coll. Cardiol., 64(21), 1-76, 2014.



Sinyal İşleme 1

1. Gün / 27 Ekim 2016, Perşembe

(Veri seti#1)	0-5 dk	2.5-7.5 dk	5-10 dk	7.5-12.5 dk	10-15 dk	12.5-17.5 dk	15-20 dk	17.5-22.5 dk	20-25 dk	22.5-27.5 dk
VLF	0.062	0.009	0.010	0.849	0.158	0.375	0.434	0.858	0.439	0.976
LF	0.005	0.002	0.042	0.561	0.233	0.429	0.677	0.569	0.976	0.967
HF	0.000	0.000	0.000	0.022	0.013	0.044	0.202	0.124	0.125	0.127
LF/HF	0.035	0.240	0.068	0.024	0.092	0.101	0.059	0.138	0.116	0.055
TOPLAM GÜÇ	0.000	0.000	0.000	0.029	0.016	0.050	0.219	0.138	0.156	0.157

Tablo 3. Veri seti 1 için her bir segmentin istatistiksel anlamlılık değerleri.

(Veri seti#2)	0-5 dk	2.5-7.5 dk	5-10 dk	7.5-12.5 dk	10-15 dk	12.5-17.5 dk	15-20 dk	17.5-22.5 dk	20-25 dk	22.5-27.5 dk
VLF	0.145	0.091	0.057	0.711	0.069	0.713	0.343	0.516	0.419	0.586
LF	0.030	0.024	0.132	0.849	0.336	0.640	0.691	0.389	0.676	0.619
HF	0.005	0.003	0.011	0.327	0.209	0.408	0.704	0.411	0.585	0.705
LF/HF	0.942	0.480	0.867	0.168	0.640	0.935	0.970	0.742	0.562	0.525
TOPLAM GÜÇ	0.005	0.003	0.011	0.349	0.210	0.414	0.699	0.402	0.640	0.761

Tablo 4. Veri seti 2 için her bir segmentin istatistiksel anlamlılık değerleri.

Zaman Aralıkları	Veri Seti #1						Veri Seti #2					
	k	SEN	SPE	NEG	POS	ACC	k	SEN	SPE	NEG	POS	ACC
0.0- 5.0 dk	15-NN	36	97	82	82	82	9-NN	64	88	71	84	76
2.5- 7.5 dk	5-NN	40	95	82	71	81	3-NN	68	96	75	94	82
5.0-10.0 dk	1-NN	48	93	84	71	82	1-NN	88	76	83	81	82
7.5-12.5 dk	11-NN	16	96	77	57	76	5-NN	80	96	83	95	88
10.0-15.0 dk	9-NN	48	92	84	67	81	1-NN	84	88	85	88	86
12.5-17.5 dk	7-NN	16	96	76	67	76	7-NN	80	88	81	87	84
15.0-20.0 dk	15-NN	4	100	76	100	76	3-NN	84	84	84	84	84
17.5-22.5 dk	13-NN	8	100	76	100	77	1-NN	80	76	79	77	78
20.0-25.0 dk	17-NN	4	100	76	100	76	3-NN	80	84	81	84	82
22.5-27.5 dk	17-NN	0	100	75	NaN	75	1-NN	88	88	88	88	88

Tablo 5. Veri seti 1 ve veri seti 2 için her bir segmentin k-NN başarımları.

- Camm, A. J. and et al., "Guidelines for the management of atrial fibrillation", Eur. Heart J., 31: 2369-2429, 2010.
- Uyarel, H. and et al., "Incidence, prevalence, and mortality estimates for chronic atrial fibrillation in Turkish adults," Archives Turk Kardiyol. Dern. Ars., 36(4): 214-222, 2008.
- Zong, W., Makkamala, R. and Mark, R. G. "A methodology for predicting paroxysmal atrial fibrillation based on ECG arrhythmia feature analysis," Comput. Cardiol., 28: 125-128, 2001.
- Schrier, G., Kastner, P. and Marko, W. "An automatic ECG processing algorithm to identify patients prone to paroxysmal atrial fibrillation," Comput. Cardiol., 28: 133-135, 2001.
- Alcaraz, R., Arturo, M. and José, J. R., "Role of the P-wave high frequency energy and duration as noninvasive cardiovascular predictors of paroxysmal atrial fibrillation," Comput. Meth. Prog. Bio., 119(2): 110-119, 2015.
- Langley, P. and et al., "Can paroxysmal atrial fibrillation be predicted?," Comput. Cardiol., 28: 121-124, 2001.
- Maier, C., Bauch, M. and Dickhaus, H., "Screening and prediction of paroxysmal atrial fibrillation by analysis of heart rate variability parameters," Comput. Cardiol., 28: 129-132, 2001.
- Chazal, P. and Heneghan, C., "Automated assessment of atrial fibrillation," Comput. Cardiol., 28: 117-120, 2001.
- Krstacic, G., Gamberger, D., Smuc, T. and Krstacic, A., "Some important R-R interval based paroxysmal atrial fibrillation predictors," Comput. Cardiol., 28: 409-412, 2001.
- Park, J., Sangwook, L. and Moongu, J., "Atrial fibrillation detection by heart rate variability in Poincare plot," Biomed. Eng. Online, 38: 1-12, 2009.
- Mohebbi, M. and Ghassemian, H., "Prediction of Paroxysmal atrial Fibrillation based on non-Linear analysis and spectrum and bispectrum features of the heart rate variability signal," Comput. Meth. Prog. Bio., 105: 40-49, 2012.
- Yang, A. C. C. and Yin, H. W., "Prediction of paroxysmal atrial fibrillation by footprint analysis," Comput. Cardiol., 28: 401-404, 2001.
- <http://www.physionet.org/physiobank/database/afpdb/>, PAF Prediction Challenge Database 2001, Physionet.org.
- Isler, Y. and Kuntalp, M., "Combining classical HRV indices with wavelet entropy measures improves to performance in diagnosing congestive heart failure," Comput. Biol. Med., 37(10): 1502-1510, 2007.
- Narin, A. Isler, Y. and Ozer, M., "Investigating the performance improvement of HRV Indices in CHF using feature selection methods based on backward elimination and statistical significance," Comput. Biol. Med., 45: 72-79, 2014.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use," Eur. Heart J., 17: 354-381, 1996.
- Cooley, J. W. and Tukey, J. W., "An algorithm for the machine computation of complex Fourier series," Mathematical Computations, 19: 297-301, 1965.
- Isler, Y., Narin, A. and Ozer, M., "Comparison of the effects of cross-validation methods on determining performances of classifiers used in diagnosing congestive heart failure," Meas. Sci. Rev., 15(4): 196-201, 2015.
- Duda, R. O., Hart P. E., and Stork, D. G., Pattern Classification, New York: John Wiley and Sons, 2nd Edition, 2001.