

Ayrık Dalgacık Dönüşümü Kullanarak Aritmilere Ait Özniteliklerin Çıkarılması

Ziynet Yılmaz, Mehmet Recep Bozkurt

Sakarya Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Sakarya
ziynet@sakarya.edu.tr, mbozkurt@sakarya.edu.tr

Özet: Bu çalışmada normal, atriyal prematüre kontraksiyon, ventriküler bigeminy, ventriküler trigeminy, sol dal bloğu, sağ dal bloğu, supraventriküler taşiaritmi gibi aritmi tipleri için elektrokardiyogramdan (EKG) öznitelik çıkarımı yapılmaktadır. Çalışma kapsamında frekans uzayı öznitelik çıkarımı için Ayrık Dalgacık Dönüşümü yöntemi kullanılmaktadır. EKG sinyali gibi durağan olmayan sinyallerde hem frekans hem de zaman verisine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebepten dolayı Ayrık Dalgacık Dönüşümü yöntemi kullanılmaktadır. Çalışmada Daubechies 2, Daubechies 10 dalgacık aileleri kullanılarak 4 seviye için ayrı ayrı minimum, maksimum ve varyans öznitelikleri çıkarılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Öznitelik çıkarımı, ayrık dalgacık dönüşümü, EKG, aritmi.

Feature Extraction ECG Signals Using Discrete Wavelet Transform

Abstract: This paper presents feature extraction of the electrocardiogram (ECG) for the detection of normal (N), atrial premature contraction (APC), ventricular bigeminy (B), ventricular trigeminy (T), left bundle brunch block (LBBB), right bundle brunch block (RBBB) and supraventricular tachyarrhythmia (SVTA) types. Data was attained from the MIT-BIH arrhythmia database. In feature extraction was used discrete wavelet transform. In this study, using Daubechies 2 and Daubechies 10 filters on each of the four levels determined feature minimum, maximum and variance.

Keywords: Feature extraction, discrete wavelet transform, ECG, and arrhythmia.

1. Giriş

EKG'nin analizi birçok kalp hastalığının teşhisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle aritmi (kalp ritminin bozulması) hastalığının teşhisinde sıkça başvurulan, noninvaziv (hastaya fiziksel bir zarar verme ihtimali olmayan) bir yöntemdir.

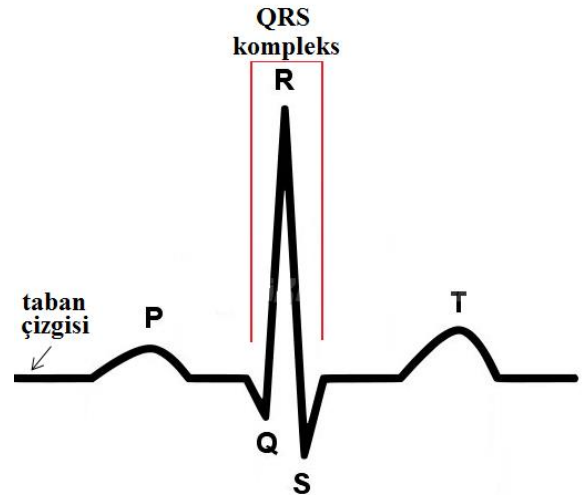
Kalpte elektriksel depolarizasyon ve repolarizasyon dizisini başlatan özelleşmiş ritim yapıcı (pacemaker) hücreler vardır. Ritim yapıcının elektriksel aktivitesi kalp kasına iletilirken kalbin depolarizasyonu ve repolarizasyonun yansımaları vücudun kalan bölümüne de yayılır. Vücudun diğer bölümlerine yerleştirilen çok hassas elektrotlar ile kalbin bu elektriksel yansımaları saptanabilir. Elektriksel sinyallerin kaydına ElektroKardiGram (EKG) adı verilir[1].

Kalbin elektriksel olayları EKG üzerinde genellikle P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgası tarafından kesilen bir taban çizgisi (baseline) şeklinde kaydedilir. EKG'nin bileşenleri Şekil 1'de verilmektedir.

Taban çizgisi (izelektrik çizgi) EKG üzerinde düz bir çizgidir. Kalp döngülerindeki depolarizasyon ve repolarizasyonların elektriksel aktivitesinin başlangıç noktasıdır.

P dalgası; atriyal (kulakçık) depolarizasyonun sonucudur. QRS kompleksi; ventriküler (karıncık)

depolarizasyonun sonucudur ve ventriküler kasılmasının başlangıcını gösterir. T dalgası; ventriküler repolarizasyonun sonucudur ve ventriküler gevşemenin başlangıcının gösterir. Atriyal repolarizasyonun elektriksel sinyali, daha büyük olan QRS kompleksi tarafından maskelenir [1].



Şekil 1. EKG'nin bileşenleri

Aritmilerin otomatik olarak teşhis edilmesi için bazı yöntemler geliştirilmiştir. Normal vuru, atriyal prematüre kontraksiyon, ventriküler bigeminy, ventriküler trigeminy, sol dal bloğu, sağ dal bloğu,

supraventriküler taşiaritmi gibi aritmi tiplerinin teşhis edilmesinde sınıflandırma algoritmaları kullanılmaktadır. Literatürde sıkça olarak Yapay Sinir Ağları (YSA) kullanılmaktadır. Sınıflandırma algoritmalarına giriş verisi olarak sinyalin tamamını vermek çok fazla zaman kaybına neden olacağı gibi iş yükünü de çok fazla arttıracaktır. Ayrıca doğru sonuçları elde etmekte güçlükler çekilmesine neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı yukarıda bahsi geçen aritmi tiplerine ait her sinyalin kendine has öznitelikleri ortaya çıkarılıp sınıflandırıcının giriş verisi olarak vermek çok daha mantıklıdır.

ADD kullanılarak EKG özniteliklerinin çıkartılması hususunda birçok farklı yöntem ve çalışma mevcuttur.

Bunlardan bazıları aşağıda verilmektedir:

Prasad ve Sahambi'nin yaptıkları çalışmada R tepesi öncesinde 100ms, sonrasında 150ms alınmış, sym6 dalgacık ailesi ile 4.seviyeye kadar işlem görmüş ve çıkan sonuçlar YSA ile sınıflandırılmıştır [2].

Emanet'in yaptığı çalışmada medyan filtre kullanılmış db2 dalgacık aile ile 4. Seviyeye kadar işlem görmüş ve Random Forest Algoritması ile sınıflandırma işlemine tabi tutulmuştur [3].

Sahab ve Gilmalek'in yaptıkları çalışmada Dalgacık Dönüşümü kullanılarak gürültü giderilmiş ve db6 dalgacık ailesi ile 8. seviyeye kadar işlem ve görmüş daha sonra minimum, maksimum, varyans öznitelikleri çıkarılıp YSA'da sınıflandırılmıştır[4].

Erdoğan ve Pekçakar'ın yaptıkları çalışmada db2 ve db10 dalgacık aileleri kullanılıp sadece 4. seviyeden elde edilen katsayılar direk olarak YSA'da sınıflandırılmıştır [5].

Sarkaleh ve Shahbahrami'nin yaptıkları çalışmada moving average filtre kullanılmış, db6 dalgacık ailesi kullanılıp 8 seviye katsayılarından minimum, maksimum, varyans öznitelikleri çıkarılıp YSA da sınıflandırılmıştır [6].

Cornelia ve Romulus'un yaptıkları çalışmada db4 ve db6 aileleri kullanılıp 8 seviye katsayıları kullanılmıştır [7].

Übeyli'nin yaptığı çalışmada db2 dalgacık ailesi kullanılıp 4.seviye katsayılarından minimum, maksimum, varyans ortalama özellikleri çıkarılıp YSA-Perceptron ile sınıflandırılıyor[8].

2. Metot

2.1. Veri Kaynağı

Kullanılan veriler 30 dakikadan oluşan dat uzantılı dosyalardır ve Physionet veritabanından elde edilmiştir. Veriler 360 Hz ile örneklenmiştir[9]. MLII, V1,V5

derivasyonlarından veriler elde edilmiştir. Bu derivasyonlar üzerinde yapılan inceleme sonrasında MLII derivasyonu ile alınan verinin kullanılmasına karar verilmiştir.

Kullanılan MLII derivasyonu çevre derivasyonlarında bipolar derivasyon içerisinde yer alan II nolu derivasyona benzemektedir. MLII derivasyonunda R noktaları çok daha belirgin olarak gözükmekte ve laboratuvar ortamında da elde edilebilecek bir derivasyon çeşididir.

Bu çalışmada yaşları 23 ile 83 arasında, 11 erkek ve 14 kadın olmak üzere toplam 25 hastadan alınan veriler üzerinde çalışılmıştır.

Tablo1. Aritmisi kullanılan hasta bilgileri

Sıra No	Kaynak	Aritmi Tipi	Yaş	Cinsiyet
1	209	SVTA	62	Erkek
2	232	APC	76	Kadın
3	119	T, B	51	Kadın
4	223	T, B	73	Erkek
5	208	T	23	Kadın
6	201	T	67	Erkek
7	233	T, B	57	Erkek
8	109	LBBB	64	Erkek
9	111	LBBB	47	Kadın
10	118	RBBB	69	Erkek
11	124	RBBB	77	Kadın
12	212	RBBB	32	Kadın
13	231	RBBB	72	Kadın
14	100	N	69	Erkek
15	101	N	75	Kadın
16	103	N	41	Erkek
17	106	T, B, N	24	Kadın
18	112	N	54	Erkek
19	114	N	72	Kadın
20	115	N	39	Kadın
21	116	N	68	Erkek
22	121	N	83	Kadın
23	122	N	51	Erkek
24	123	N	63	Kadın
25	113	N	24	Kadın

2.2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü

EKG sinyallerinin zaman alanına ait öznitelikleri bulunabileceği gibi, frekans alanına ait de öznitelikler bulunup sınıflandırma işlemine tabi tutulabilir.

Fourier Dönüşümü ile durağan sinyallerde çok iyi frekans çözünürlüğü elde edilir. Fakat zaman çözünürlüğü ortadan kalkar. Yani hangi zaman aralığında hangi frekans birleşmelerinin yer aldığı tespit edilemez.

Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümünde hassasiyet pencere seçimine bağlıdır. Bazen pencerenin

değişmesi gerekebilir. Bu yöntemde pencere sabit olduğundan pencerenin sürekli değiştirilebildiği Dalgacık Dönüşümü yöntemi geliştirilmiştir.

Sürekli Dalgacık Dönüşümde hesap yükü çok fazladır. Hesap yükünü azaltmak için Ayrık Dalgacık Dönüşümü kullanılır.

EKG sinyali gibi durağan olmayan sinyallerde hem frekans hem de zaman verisine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışma kapsamında frekans uzayı öznelik çıkarımı için Ayrık Dalgacık Dönüşümü yöntemi kullanılmaktadır.

Dalgacık dönüşümü; veriyi farklı frekans bileşenlerine ayıran ve her bir bileşeni o ölçekteki çözünürlüğüyle inceleyen bir dönüşüm tekniğidir. Zamanın fonksiyonu olan bir işaretin dalgacık dönüşümü, frekans ve zaman değişkenlerine bağlıdır. Dalgacıklar zaman frekans analizi için iyi bir araç sağlar[10].

Ayrık dalgacık dönüşümü, hesap yükünü azaltmasının yanı sıra orijinal işaretin analiz ve sentezi için yeterli bilgiyi de sağlamaktadır. Ayrık dalgacık dönüşümünde temel düşünce, sürekli dalgacık dönüşümündekinin aynıdır. Sayısal filtreleme teknikleri kullanılarak sayısal işaretin zaman-ölçek temsili elde edilmektedir. Sürekli Dalgacık Dönüşümü, farklı ölçeklerdeki dalgacık ile işaret arasındaki ilişkiyi (korelasyonu) belirtmektedir. Burada benzerlik ölçütü ölçek ya da frekanstır.

İşaretteki yüksek frekanslı değişimleri analiz etmek için işaret yüksek geçiren filtreler serisinden, alçak frekanslı değişimleri analiz etmek için ise alçak geçiren filtreler serisinden geçirilir.

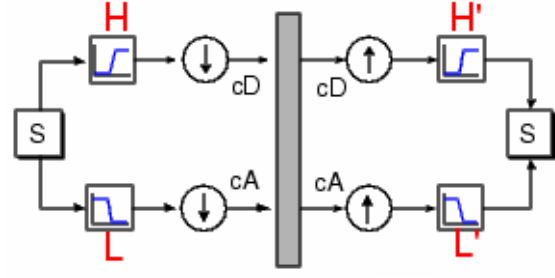
Alçak geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret yaklaşıklık katsayıları olarak adlandırılır. Yüksek geçiren filtre çıkışındaki işaretin alt-örneklenmesiyle elde edilen işaret ise ayrıntı katsayıları olarak adlandırılır.

Ayrık Dalgacık Dönüşümü iki fonksiyon kümesi kullanır. Bunlar sırasıyla alçak geçiren ve yüksek geçiren filtreler karşılık gelen ölçekleme fonksiyonu ve dalgacık fonksiyonudur.

İşareti farklı frekans bantlarına ayırıştırmak, zaman uzay işaretini art arda yüksek ve alçak geçiren filtrelerden geçirerek sağlanır. Orijinal $x(n)$ işareti önce yarım bantlı yüksek geçiren $g(n)$ filtresinden ve alçak geçiren $h(n)$ filtresinden geçirilir. Filtrelemeden sonra işarettteki en yüksek frekans π yerine $\pi/2$ olduğundan, Nyquist kriterine göre işarettteki örneklerin yarısı elimine edilebilir. Bu nedenle işaret 2 ile alt-örneklenir.

Aynı ayırıştırmaya seviyesindeki iki filtre çıkışı üst-örneklenip birleştirme filtrelerden geçirildikten sonra toplanırsa orijinal $x(n)$ işareti elde edilir. Şekil 2 de ayırıştırmaya-birleştirme yapısı verilmektedir. Burada H

yüksek geçiren filtreyi, L alçak geçiren filtreyi ifade etmektedir.

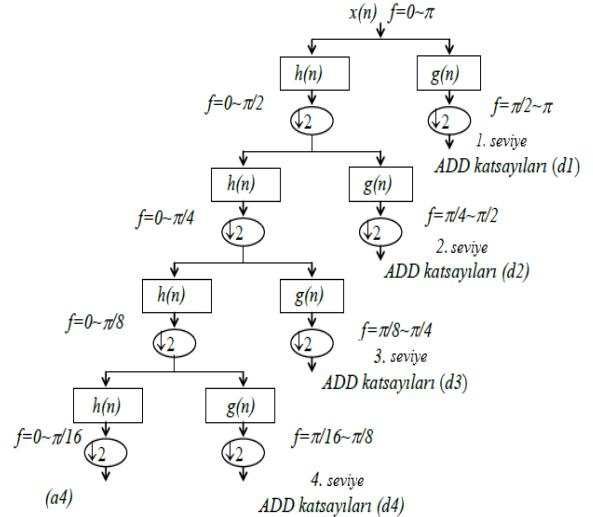


Ayrıştırmaya (Analiz) Birleştirme (Sentez)

Şekil 2. Ayrık Dalgacık Dönüşümü Analiz-Sentez

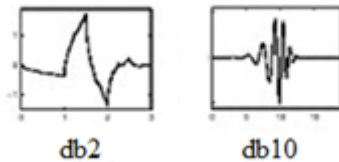
Yani, dalgacık dönüşümü uygulanan işaret dalgacık katsayılarından tekrar oluşturabilmektedir. Ayrık Dalgacık Dönüşümü bu özelliğiyle gürültü gidermede kullanılmaktadır.

Çalışmada 4. Seviyeden bir dalgacık ağacı kullanılmış ve her seviyeye ait ayrıntı katsayıları hesaplanmıştır. Şekil 3'de kullanılan dalgacık ağacı verilmektedir. $h(n)$ ve $g(n)$ filtreleri için dalgacık ailesinden Daubechies filtresi kullanıldı.



Şekil 3. 4. Seviyede dalgacık ağacı[10].

Dalgacık Aileleri Haar, Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet, Mexican Hat ve Meyer gibi filtreler mevcuttur. Bu çalışmada Daubechies dalgacık ailesi kullanılmıştır. Şekil4'de Daubechies (db2) ve Daubechies(db10) filtreleri verilmektedir.



Şekil 4. Daubechies (db2) ve Daubechies(db10)

Filtre seçiminde filtrenin sinyalin şekline benzemesi önem teşkil etmektedir.

Sonuç

Çalışma Matlab programı [11] kullanılıp öncelikle medyan filtre kullanılarak gürültüden arındırılmakta, daha sonra R tepeleri bulunup R tepesi etrafında 100ms öncesi ve sonrası tespit edilip kaydedilmektedir. Bu şekilde QRS kompleksler oluşturulmaktadır. Her R içeren vektör 36+1+36 örnek toplam 73 örnekten oluşmaktadır.

Ayrık Dalgacık Dönüşümüne Daubechies 2 ve Daubechies 10 dalgacık ailelerinden geçirip 4 seviye için ayı ayrı ayrıntı katsayıları elde edilmektedir. Elde edilen ayrıntı katsayılarından minimum, maksimum ve varyans öznitelikleri elde edilmiştir. Şekil 5’de elde edilen özniteliklerin Matlab değişkenlerine ait bilgiler verilmektedir.

APC_SEVIYE_1	<845x3 double>
APC_SEVIYE_2	<845x3 double>
APC_SEVIYE_3	<845x3 double>
APC_SEVIYE_4	<845x3 double>
B_SEVIYE_1	<532x3 double>
B_SEVIYE_2	<532x3 double>
B_SEVIYE_3	<532x3 double>
B_SEVIYE_4	<532x3 double>
LBBB_SEVIYE_1	<3429x3 double>
LBBB_SEVIYE_2	<3429x3 double>
LBBB_SEVIYE_3	<3429x3 double>
LBBB_SEVIYE_4	<3429x3 double>
NORMAL_SEVIYE...	<12670x3 double>
NORMAL_SEVIYE...	<12670x3 double>
NORMAL_SEVIYE...	<12670x3 double>
NORMAL_SEVIYE...	<12670x3 double>
RBBB_SEVIYE_1	<6047x3 double>
RBBB_SEVIYE_2	<6047x3 double>
RBBB_SEVIYE_3	<6047x3 double>
RBBB_SEVIYE_4	<6047x3 double>
SVTA_SEVIYE_1	<196x3 double>
SVTA_SEVIYE_2	<196x3 double>
SVTA_SEVIYE_3	<196x3 double>
SVTA_SEVIYE_4	<196x3 double>
T_SEVIYE_1	<680x3 double>
T_SEVIYE_2	<680x3 double>
T_SEVIYE_3	<680x3 double>
T_SEVIYE_4	<680x3 double>

Şekil 5. Daubechies 2 filtresi sonucu oluşan öznitelik sayıları

Her aritmi tipi için bulunabildiği sayıda kalp vurusu üzerinde çalışılmış ve 3 adet öznitelik tespit edilmiştir.

Gelecek çalışmalarda çıkarılan öznitelikler ile Yapay Sinir Ağı, Yapay Bağışıklık Sistemi gibi

sınıflandırıcılar ile sınıflama işlemine tabi tutulması planlanmaktadır.

Kaynaklar

- [1] Biompac student laboratory manuel.
- [2] G.K.Prasad, J. S. Sahambi, “Classification of ECG Arrhythmias Using Multi-Resolution Analysis and Neural Networks”, IEEE, 2003.
- [3] N. Emanet , “ECG Beat Classification by Using Discrete Wavelet Transform and Random Forest Algorithm”, IEEE, 2009.
- [4] A. R. Sahab and Y. M. Gilmalek, “ECG Arrhythmias Classification Using Wavelet Transform and Neural Network”, Mathematical Models for Engineering Science, Kasım, 2010.
- [5] P.Erdoğan, A.Pekçakar, “Dalgacık Dönüşümü İle EKG Sinyallerinin Özellik Çıkarımı ve YSA İle Sınıflandırılması”, 5.Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu, Mayıs 2009.
- [6] M.K.Sarkaleh, A. Shahbahrami, “Classification of ECG Arrhythmias Using Wavelet Transform and Neural Network”, International Journal of Computer Science, Engineering and Applications (IJCSA) Vol.2, No.1, Şubat 2012.
- [7] G. Cornelia, R. Romulus, “ECG Feature Extraction Using Daubechies Wavelets”, Proceedings of the Fifth IASTED International Conference. 2007.
- [8] E. D. Übeyli, “Biyomedikal İşaretlerin Sınıflandırılmasında Otomatik Teşhis Sistemlerinin Başarımı”, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der., Cilt 22, No 3, 461-469, 2007.
- [9] <http://physionet.org/physiobank/database/mitdb>
- [10] A. Nizam, “Karınca Koloni Optimizasyonuna Dayalı Yeni Bir Aritmi Sınıflama Tekniği”, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008.
- [11] MATLAB Paket Programı