

YAPAY SİNİR AĞI KULLANILARAK ELEKTROKARDİYOGRAM SİNYALLERİNDE OTOMATİK KARDİYAK ARİTMİ TESPİTİ

Burçin GÜMÜŞ¹

Serian YAZGI²

^{1,2}Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Başkent Üniversitesi, Ankara

¹ burcin.gumus@hotmail.com

² serian@baskent.edu.tr

Özetçe

Bu çalışmada, öznitelik çıkarımı uygulanarak ve yapay sinir ağı kullanılarak, normal ve aritmik elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin sınıflandırılmasıyla birlikte kardiyak aritmik özellik taşıyan sinyallerin otomatik olarak teşhisinin sağlanması amaçlanmıştır. Literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, tasarlanan otomatik EKG yorumlayıcı sistem sinyallerin sadece aritmili ya da normal olduğunu değil, aritmili sinyallerde kaçınıcı atımın anormal olduğunu da tespit etmektedir. Veri seti olarak, MIT-BIH aritmi veritabanından 7 tanesi normal, 13 tanesi ise aritmili olmak üzere her biri 1 dakikalık toplam 20 adet EKG sinyali elde edilmiştir. Bu sinyallerden 8 tanesi kullanılarak toplam 122 atım YSA'nın eğitimi için kullanılmıştır. Aritmili sinyaller prematüre ventriküler atım (PVC), ventriküler fibrilasyon, ventriküler taşikardi ve sol dal bloğu atımlarını içermektedir. Aritmi tespiti için, bu veri kümesindeki sinyallerden QRS genliği, QRS genişliği, R-R aralığı ve form faktör olmak üzere dört adet öznitelik çıkarılarak, bu özniteliklerin taşıdığı bilgiler doğrultusunda, ileri beslemeli çok katmanlı yapay sinir ağı eğitilmiş ve EKG veri kümesindeki performansı değerlendirilmiştir.

Anahtar Sözcükler: EKG, aritmi, öznitelik çıkarımı, YSA

1. Giriş

İnsan vücudu üzerinde algılanılabilen ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlere elektrokardiyogram (EKG) denir [1]. EKG işaretleri kalp hastalıklarının izlenmesi sürecinde sürekli kaydedilerek değerlendirilmeleri, oluşabilecek anormalliklerin ve komplikasyonların belirlenmesi açısından oldukça önem taşımaktadır. Bu nedenle, çağdaş klinik uygulamalarda EKG işaretlerinin işlenmesi, saklanması ve sayısal haberleşme ağları üzerinden iletilmesi uygulamaları büyük önem taşımaktadır[2].

EKG sinyalleri temel olarak P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasından oluşmaktadır. P dalgası Atrial depolarizasyon süresini ifade eder. Normal koşullarda ortalama dalga süresi 0.06 -0.08 s arasındadır. Repolarizasyonu QRS içine karışmıştır. P dalgasının başlangıcından QRS'in başlangıcına kadar geçen süre P-Q segmenti olarak ifade edilir ve uyarının ventriküllere iletilme süresini gösterir. QRS Kompleksi, ventriküler depolarizasyon ve atrial repolarizasyon sürelerinin toplamını verir. EKG'de en yüksek pozitif dalgadır, Normal koşullarda ortalama 0.08-0.1 saniyedir ve 1-2 mV genişliğindedir. QRS süresinin uzaması iletinin ventriküllerde anormal bir yol izlediğini gösterir[8]. T dalgası ise, ventriküler repolarizasyon süresini

belirtir ve normal koşullarda 120-160 ms sürmektedir[3]. Bir kalbin normal bir vuru fazında temel parametreler önemlidir. Dalgaların şekilsel biçimi ve süreleri, P dalgasının, QRS kompleksinin ve T dalgasının birbirleriyle ilişkileri ve R-R aralıkları ayrıntılı olarak incelenmelidir. İncelenen parametrelerdeki eksiklikler ve değişimler herhangi bir nedene bağlı olabilir ve kalpteki bir aritmeyi, dolayısıyla bir hastalığı gösterebilir[4].

Düzensiz tüm vuru fazları aritmi olarak isimlendirilir ve kalp ritminin bozulması anlamına da gelmektedir. Aritmi terimi yalnız kalp hızının yavaş ya da hızlı olmasını ve düzensizliğini değil aynı zamanda iletim ve uyarı bozukluklarını da içine almaktadır[2]. Uyarı bozukluklarından kaynaklanan aritmiler, uyarı oluşum yerine göre (Uyarının his demetinin üstünden veya altından kaynaklanmasına göre) temel olarak ventriküler ve supraventriküler olmak üzere ikiye ayrılır[5].

Ventriküler aritmiler QRS kompleksindeki düzensizliklere bağlı iken supraventriküler aritmiler daha çok P ve T dalgaları ile ilgilidir[5]. Supraventriküler aritmiler, supraventriküler taşikardi, atriyal flutter, atriyal fibrilasyon gibi aritmi çeşitlerini içermektedir. Atriyal fibrilasyonda, atriyal miyokarda türbülans şeklinde aktivasyon (dakikada 350- 600 hızında) söz konusudur. EKG'de P dalgası görülmez, fibrilasyon dalgaları vardır. Atriyal flutter'da, atriyal hızı dakikada 250- 350 olup, aynı şekilde EKG 'de P dalgası görülmez, testere dişi şeklinde flutter dalgaları görülür. Supraventriküler taşikardi ise kalbin çeşitli türlerde aritmileri içeren genel bir terimdir. Supraventriküler taşikardiler genellikle erken bir kalp atışından kaynaklanan elektriksel bir uyarının normal iletim yolunu izlemeden ilerlemesi ile başlar[6]. Supraventriküler aritmilerde EKG dalgasında P dalgası genellikle görülmediğinden, yapılan çalışmalarda öznitelik olarak TP aralığı çıkarılmış ve incelenmiş(Christov ve ark.),Cerutti tarafından öznitelik olarak RR aralığı kullanılarak entropi hesaplama yöntemiyle atriyal fibrilasyon tespiti yapılmıştır[7].

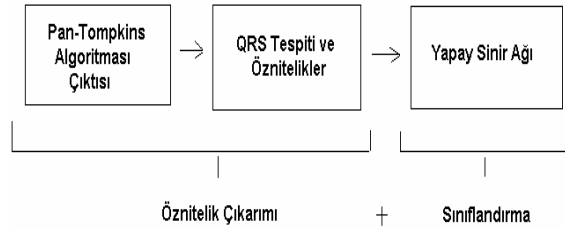
Ventriküler aritmiler; ventriküler ektoptik atım, ventriküler taşikardi, ventriküler flutter / fibrilasyon olarak sınıflandırılabilir. Ventriküler aritmilerin en sık nedeni organik kalp hastalıklarıdır. Bunların da en büyük oranını iskemik kalp hastalıkları oluşturmaktadır[8]. Ventriküler taşikardide, EKG dalgası birbirini takip eden, hızı dakikada 100'den fazla olan üç veya daha fazla sayıda geniş QRS komplekslerinden oluşur. Ventriküler fibrilasyonda, EKG dalgası, düzensiz ve ileri derecede hızlı dalgalardan ibarettir. Ventriküler Fibrilasyon sırasında kalpte düzenli kasılma olmadığından kalp pompa görevini göremez. Ventriküler ektoptik atımlar ise, QRS şekli anormal ve süresi 0.12 sn'den uzun olan ventrikülden kaynaklanan atımlardır[6]. Ventriküler aritmiler QRS kompleksinde düzensizliklerle

ilgili olduğundan, QRS kompleksinin genlik, genişlik, ofset gibi özelliklerini kullanılarak tespit edilebilir[3]. Bu çalışmada kullanılan aritmili sinyaller prematüre ventriküler atım (PVC), ventriküler fibrilasyon, ventriküler taşikardi gibi ventriküler aritmi çeşitlerini içermektedir ve tespit için QRS kompleksinin genlik ve genişlik özellikleri kullanılmıştır.

Günümüzde bilgisayar destekli aritmi sınıflandırması, kardiyak bozuklukların teşhisinde önemli bir rol oynamaktadır. Yapılan çalışmalar doğrultusunda, bazı otomatik EKG yorumlayıcı sistemler mevcut olup, bu bilgisayar destekli sistemlerin geliştirilmesi üzerine çalışmalar devam etmektedir. Bu bağlamda, akıllı veri analizlerinden olan yapay sinir ağları, görüntü işleme, ses tanıma, örüntü tanıma vb. problemlerinin yanı sıra tıbbi alanda hastalık teşhisinde de kullanılmaya başlanmıştır [9].

2. Yöntem ve sistem öğeleri

Yapılan çalışma Şekil 1’de gösterildiği gibi genel olarak özellik çıkarımı ve sınıflandırma işlemi olarak iki ana bölüme ayrılmıştır. Özellik çıkarımı için öncelikle ön işleme ile sinyal işlenecek hale getirilmiştir. Ön işleme sonrasında EKG sinyallerinden belirli 4 adet özellik çıkarılarak, bu özellikler sınıflandırma işlemi için yapay sinir ağına giriş olarak verilmiştir. Tasarlanmış olan otomatik sınıflandırıcı sistem, yapay sinir ağı çıkışında sinyal içerisinde hangi atımın aritmili, hangi atımın normal olduğunu belirlemektedir. Özellik çıkarımı için Pan-Tompkins algoritması kullanılmıştır.



Şekil 1: Çalışmanın bölümleri

2.1. Veri setinin oluşturulması

EKG veri seti için MIT-BIH aritmi veri tabanı kullanılmıştır. Veri tabanında yer alan farklı hastalara ait 20 adet sinyalin data bilgileri incelenerek, bu sinyallerden aritmili atımlar içeren ya da sadece normal sinüs atım içeren birer dakikalık bölümler seçilmiştir. Böylece farklı hastalara ait olan bu 20 sinyalden hem normal hem de aritmili sinyal içeren bir veri seti oluşturulmuştur.

20 sinyalden 12 adet aritmili (Veritabanındaki 20 sinyalden 12’sinin aritmili atım içeren 1 dakikalık bölümü alınmıştır.), 8 adeti ise (20 sinyalin 8 adetinin sadece normal sinüs atım içeren 1 dakikalık bölümü alınmıştır.) normal sinüs atımlı EKG’dir. Aritmili sinyaller erken ventriküler atım(PVC),sol dal bloğu, ventriküler fibrilasyon ve ventriküler taşikardi atımlar içermektedir. Kullanılan sinyallerin örnekleme frekansı 360 Hz’dir.

2.2. Özellik çıkarımı

Bu çalışmada veri setindeki sinyallerden EKG’lerde ayırt edici bilgi taşıyan, QRS genişliği, QRS genliği, RR aralığı

ve form faktör olmak üzere 4 adet özellik çıkarılmıştır. QRS tespiti ile birlikte form faktör hesabı, çalışmaya özgünlük kazandırmakla birlikte, aritmili sinyallerin ayırt edilmesini kolaylaştırmış ve yapay sinir ağının çalışma performansı arttırmıştır.

QRS genişliği, Q ve S aralığı; QRS genliği, QRS kompleksindeki minimum nokta ile maksimum nokta arasındaki farkı; RR aralığı iki atım arasındaki süreyi ifade eder. Form faktör (FF) ise şekil analizi için kullanılır ve gözle görülen şekil hakkındaki bilgiyi rakamlarla ifade etmede kullanılan bir yöntemdir. FF değeri EKG’de normal ve anormal dalgaların ayırımı için, özellikle ektopik atımlı, PVC’li atımların tespitinde kullanılır[3]. RR aralıkları her zaman tek başına yeterli bilgi veremez. Bazı sinüs aritmili durumlardan ya da kayıt şekline bağlı olarak RR aralığında anormallik olabilir, RR aralığının form faktör ile birlikte değerlendirilmesi daha doğru sonuçlar verir[10]. Bu çalışmada, form faktörler hesaplanarak, RR aralığı ve FF dağılımından yola çıkılarak aritmi tespit edilmiştir. Bu sayede yalnızca RR aralıklarına bakarak aritmi kararı vermek yerine form faktör hesabı ile RR aralığını ortaklaşa kullanarak daha doğru sonuçların elde edilmesi sağlanmıştır. Form faktör sinyalin mobilitesine bağlı olarak aşağıdaki bilgiler doğrultusunda hesaplanır[10].

Sinyalin mobilitesi, sinyalin 1.türevinin varyansı ile sinyalin varyansının oranının kareköküdür. 1 numaralı denklemlerle ifade edilir[10].

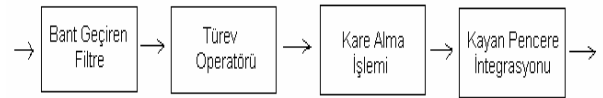
$$M_x = \left[\frac{\sigma_{x'}^2}{\sigma_x^2} \right]^{1/2} = \frac{\sigma_{x'}}{\sigma_x} \quad (1)$$

Form faktör ise, sinyalin 1.türevinin mobilitesi ile sinyalin mobilitesinin oranıdır ve 2 numaralı denklemlerle ifade edilir[10].

$$FF = \frac{M_{x'}}{M_x} = \frac{\sigma_{x''}/\sigma_{x'}}{\sigma_{x'}/\sigma_x} \quad (2)$$

Özellik çıkarılması için öncelikle QRS’lerin yerleri tespit edilmiştir. Bunun için Pan-Tompkins algoritması kullanılmıştır.

Pan-Tompkins algoritması, Bant geçiren filtre, türev operatörü, kare alma işlemi, kayan pencere integrasyonu ve eşik ayarlama olmak üzere beş aşamadan oluşmaktadır (Şekil-2).



Şekil 2: Pan-Tompkins algoritmasının aşamaları[3].

Şekil-2’de görülen bant geçiren filtre kısmında sinyali gürültülerden süzmek amacıyla alçak geçiren ve yüksek geçiren filtre kaskad olarak uygulanır. Jiayu Pan ve Willis J. Tompkins’in(1985) ortaya çıkardığı algoritmada tasarladıkları alçak geçiren filtrenin 200 Hz lik örnekleme frekansı için kesim frekansı 11 Hz, kayma miktarı ise 5 örnek yani 25 ms’dir [11]. Filtrenin denklemleri(3) ve frekans cevabı(4) aşağıdaki gibidir[11].

$$y(n) = 2y(n-1) - y(n-2) + \frac{1}{32} [x(n) - 2x(n-6) + x(n-12)] \quad (3)$$

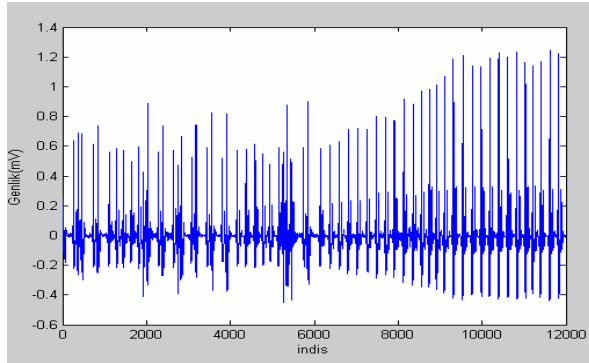
$$H(z) = \frac{1}{32} \frac{(1 - z^{-6})^2}{(1 - z^{-1})^2} \quad (4)$$

Yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı ise yine 200 Hz lik örnekleme frekansı için 5 Hz olup oluşturduğu kayma miktarı 16 örnek yani 80 ms' dir [11]. Yüksek geçiren filtrenin denklemi(5) ve frekans cevabı(6) aşağıdaki gibidir.

$$y(nT) = 32x(nT - 16T) - y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T) \quad (5)$$

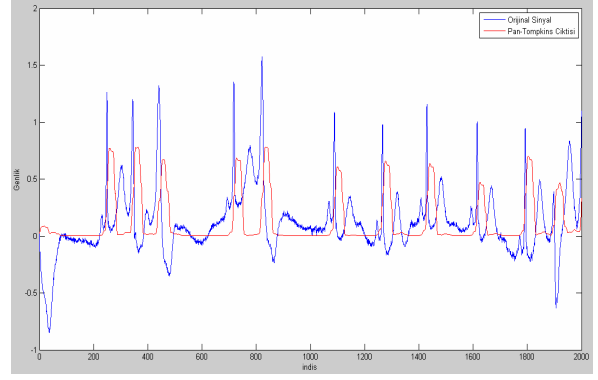
$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{1}{32} H_{lp}(z) \quad (6)$$

Uygulanan filtrelerin kesim frekanslarında, Pan-Tompkins algoritmasının filtre kesim frekansları referans alınmıştır. Yalnız, bu filtreler algoritmaya göre 200Hz'lik örnekleme frekansına göre tasarlanmıştır. Bu çalışmada kullanılan sinyallerin örnekleme frekansı ise 360 Hz olduğundan dolayı, örnekleme frekansı 200 Hz olacak şekilde yeniden örnekleme yapılmıştır. Filtrelenmiş sinyal Şekil-3' te gösterilmektedir.



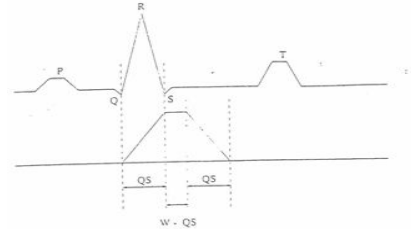
Şekil-3: Alçak ve yüksek geçiren filtre uygulanmış sinyal

İkinci aşamada, EKG sinyalinde hızlı değişimlerin ifadesi olan QRS' lerin belirginleşmesi, yavaş ve düşük frekanslı olan P ve T dalgalarının bastırılması için türev operatörü uygulanmıştır. Kare alma işlemi ile negatif değerler pozitif hale getirilir ve küçük değerler daha da küçülürken, büyük değerler daha da belirginleşir. EKG' de QRS' ler daha büyürken, P ve T dalgaları daha da küçülür. Son olarak, integrasyon işlemi ile yumuşatma yapılır [3]. İlk 4 aşama sırasıyla sinyallere uygulanıp, geliştirilen eşik ayarlama algoritması ile QRS tespiti gerçekleştirilmiştir. Şekil-4' te Pan-Tompkins algoritması uygulanmış sinyalin çıktısı görülmektedir.



Şekil 4 : Pan-Tompkins çıktısı

Geliştirilen bir algoritma ile Pan-Tompkins çıktısı kullanılarak QRS komplekslerinin yerleri tespit edilmiştir. Algoritmanın temeli, Pan-Tompkins algoritmasının integrasyon aşaması çıktısı sonucunda oluşan (Şekil-4) matrisindeki birbirini izleyen indislerin arasındaki farkın, belirlenen eşik değerini aşıp aşmamasına dayanmaktadır. Şekil-.. de görüldüğü üzere, Pan-tompkins çıktısı üzerindeki piklerin başlangıç noktaları Q noktasına tekabül etmektedir. Piklerin tepe kısımları ise S noktasına karşılık gelir [11]. Pikin başlangıcını bulmak için ilk yükselen noktayı bulmamız gerekir. Fakat bu yükselen noktanın ardından da S noktasına kadar tekrar bir düşüş olmamalıdır, bu yüzden bir pencere belirleyerek bu pencere matrisi boyunca azalma yoksa ilk yükselen nokta Q noktası olarak belirlenmiştir. Pencere matrisinin genişliği N=30 olarak alınmıştır(9). S noktaları için ise piklerin tepe noktaları tespit edilmiştir (Şekil- 5) .



Şekil 5: Pan-Tompkins Çıktısı ile Orijinal Sinyal arasındaki ilişki[3].

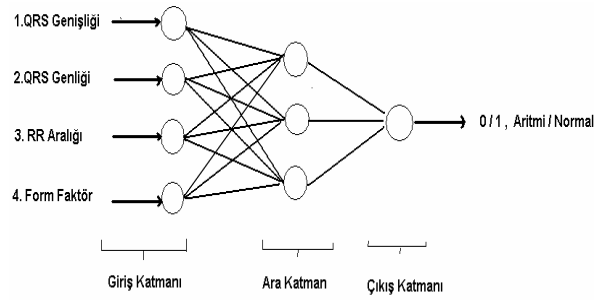
Q ve S noktaları belirlendikten sonra bu indislerin orijinal sinyal üzerindeki yeri olan QRS komplekslerinin maksimum elemanı olan R noktaları bulunmuştur.

Q,S ve R noktalarının tespitiyle, QRS genişliği, QRS genliği, RR aralığı bulunmuştur. QRS genişliği öznitelik çıkarımı bölümünde belirtildiği üzere, Q ve S aralığını ifade eder ve tespit ettiğimiz Q ve S noktaları arasındaki mesafe hesaplanarak genişlik elde edilmiştir. QRS genliği, sinyalde yeri tespit edilen QRS kompleksinde maximum ve minimum noktalar arasındaki uzunluk hesaplanarak elde edilmiştir. Benzer şekilde RR aralığı, tespit edilen iki R noktası arasındaki mesafe hesaplanarak elde edilmiştir. Son olarak, öznitelik çıkarımı bölümünde belirtilen formüller kullanılarak form faktör hesabı yapılmıştır.

2.3. Ysa'nın eğitilmesi

20 sinyalden 8 tanesi eğitim için kullanılmış, bütün sinyaller test edilmiştir. Eğitim aşamasında, yapay sinir ağına seçilen 8 sinyalden belirli sayılarda atımlar alınarak bu atımların öznelilik değerleri giriş olarak verilmiştir. Bu sayede, akıllı veri analiz yöntemimiz sadece sinyalin normal ya da anormal olduğunu değil, sinyal içerisinde kaçınıcı atımın aritmi olduğunu da tespit etmektedir. Sinyallerin hepsinin test edilmesinin sebebi, eğitim için sinyaller içerisinde belirli sayıda atım sayısı seçilerek giriş olarak verilmesidir, yani eğitimde kullanılan 8 sinyalin giriş olarak verilmeyen atımlarının da test edilmesi gerekir. Giriş olarak toplam 122 atım kullanılmış olup, çıkış olarak ise 0 ve 1 değerleri verilerek giriş ve çıkış değerleri arasındaki ilişki yapay sinir ağına öğretilmiştir.

Eğitim sonrası, test işlemi ile birlikte yapay sinir ağının çıkışında 0 ya da 1 değeri elde edilir. 0 değeri aritmi atımı, 1 değeri ise normal atımı ifade etmektedir. Dolayısıyla, tek bir çıkışımız vardır. Yapay sinir ağı modelinin ara katman nöron sayısı 3'tür. Böylece yapay sinir ağının modeli Şekil-6' da görüldüğü üzere 4:3:1 olarak belirlenmiştir. Ara katman nöron sayısı probleme göre artırılabilir. Yapılan denemelerde 3 nöron yeterli olmuştur.

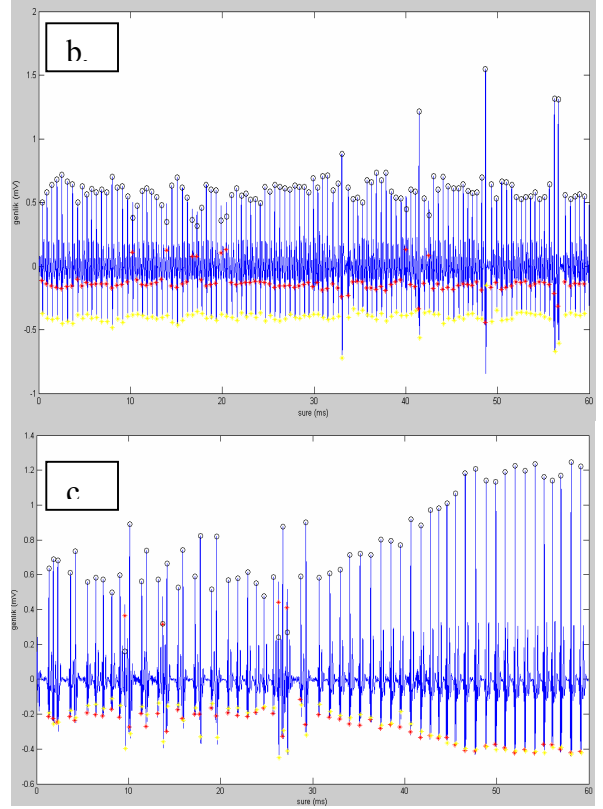
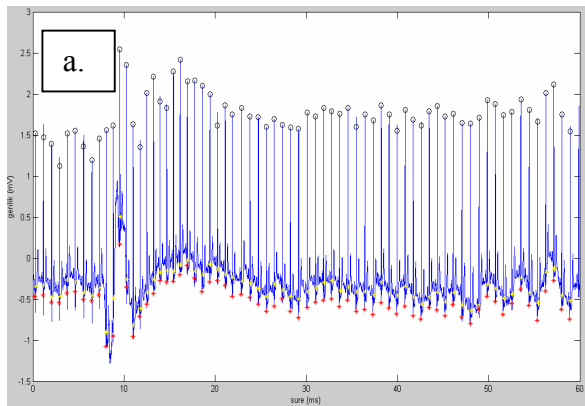


Şekil 6: Geliştirilen yapay sinir ağı modeli

3. Sonuç ve tartışma

Yapılan çalışmalar sonucunda, birinci aşamada MIT-BIH aritmi veritabanından elde edilen 20 adete sinyale Pan-Tompkins algoritması uygulanarak QRS tespiti yapılmış; Q,R ve S noktaları kullanılarak, QRS genişliği, QRS genliği, RR aralığı ve form faktör olmak üzere 4 adet öznelilik çıkarılmıştır.

QRS tespiti gerçekleştirildikten sonra, Q,R ve S noktaları orijinal sinyal üzerinde işaretlenerek gösterilmiştir (Şekil-7).



Şekil 7: Q, R ve S noktalarının 3 farklı sinyal üzerinde gösterimi

- (a). Ekg3.txt sinyali için Q,R ve S noktaları
- (b). Ekg1.txt sinyali için Q,R ve S noktaları
- (c). Ekg4.txt sinyali için Q,R ve S noktaları

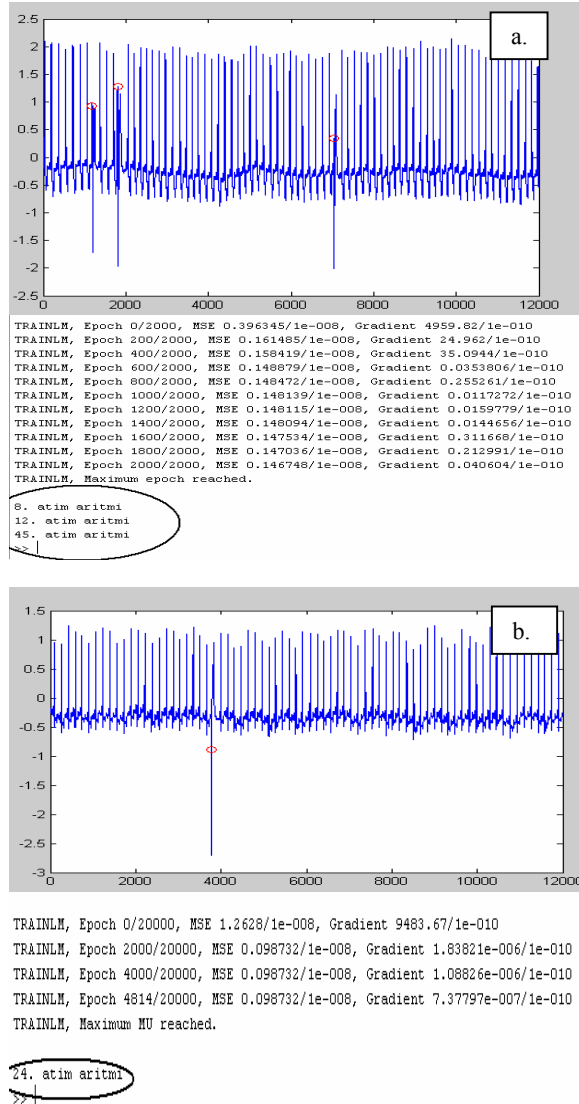
Sinyaller içerisinde her atımın QRS genişliği ve genliği farklı olacağından, her sinyal için özneliliklerin ortalama değerleri hesaplanarak yapay sinir ağına giriş olarak verilmiştir. Sinyallerin ortalama öznelilik değerleri Tablo-1' de verilmektedir. Sonuçlardan anlaşılacağı üzere; literatüre uygun olarak, aritmi sinyallerin QRS genişlikleri ya çok dar ya da çok geniş, form faktör değerleri ise çok yüksek çıkmıştır. RR aralıkları ise atım sayılarına göre değişirken, yine normalden geniş ya da dar çıkabilmektedir. Yapay sinir ağı eğitimi de bu bilgiler doğrultusunda gerçekleştirilmiştir.

Tablo 1: Verilerin ortalama QRS genişliği, QRS genliği, RR aralığı ve Form faktör değerleri

	(dtk daki Atım Sayısı)	Ort. QRS Genişliği (ms)	Ort. QRS Genliği (mV)	Ort. RR aralığı (ms)	Ort. Form Faktör
Ekg1.txt	74	65.6081	1.5443	809.1096	4.5101
Ekg2.txt	109	65.8716	1.9725	545.6019	3.7889
Ekg3.txt	87	75.0000	1.6168	686.7442	30.2084
Ekg4.txt	62	69.5161	1.5176	947.0492	10.0861
Ekg5.txt	83	129.6386	2.3968	719.5122	6.1197
Ekg6.txt	67	40.4478	0.9942	882.5758	14.6866
Ekg7.txt	71	133.8732	2.6005	841.5714	3.7529
Ekg8.txt	65	76.1538	2.3741	913.8281	5.4349
Ekg9.txt	81	86.6667	1.6805	735.8125	5.1291
Ekg10.txt	75	72.9333	2.2655	792.7703	6.0525
Ekg11.txt	112	66.8904	1.7611	532.2072	4.4708
Ekg12.txt	88	70.1705	1.7341	675.7471	5.6258
Ekg13.txt	75	77.4000	1.8865	796.9595	10.4840
1n.txt	76	65.5263	1.5474	788.6667	4.5342
2n.txt	70	68.2143	1.4721	848.7681	3.3075
3n.txt	69	68.1159	2.3487	855.2206	4.4441
4n.txt	63	66.4286	2.9419	955.4839	2.8553
5n.txt	69	68.9130	2.3169	862.7206	4.8504
6n.txt	64	66.5625	3.2202	941.0317	2.7920
7n.txt	52	66.5625	3.2202	941.0317	2.7920

Öznitelik değerleri yapay sinir ağına giriş vektörü halinde verilerek, sinyaller normal ve anormal olmak üzere sınıflandırılmış ve aritmili olanların içerisinde kaçınıcı atımın anormal olduğu tespit edilmiştir. Yapay sinir ağı eğitildikten sonra test işlemi gerçekleştirilmiştir.

Test işleminde yapay sinir ağı, verilen giriş atımlarının öznitelik değerlerine bakarak öğretilen giriş-çıkış ilişkisine göre çıkış değeri üretmiş, sinyalin aritmili olup olmadığını, aritmili sinyallerde kaçınıcı atımın veya atımların anormal olduğunu belirlemiştir. Çıktı olarak, kullanıcıya EKG sinyali üzerinde aritmili atımların üzerini işaretleyip, ekranda kaçınıcı atımın aritmili olduğunu yazdırmaktadır. Şekil-8’ da geliştirilen otomatik sınıflandırma sisteminin çıktısı örnekleri görülmektedir.



Şekil 8 : Farklı sinyaller için aritmili tespiti çıktıları
 (a). Ekg13.txt sinyali için YSA çıktısı
 (b). Ekg1.txt sinyali için YSA çıktısı

Test işleminde toplam 20 sinyal, 1512 atım test edilmiştir. 1512 atımın 93’ ü aritmili 1419 tanesidir normaldir. Test sonucunda yapay sinir ağı Tablo-2’deki sonuçları vermiştir. TP(doğru artı), sinir ağının doğru olarak bulduğu normal atım sayısını vermektedir. TN (doğru eksi) ise yapay sinir

ağının doğru olarak bulduğu aritmili atım sayısını vermektedir. FN(yanlış eksi) yapay sinir ağının normal olarak bulduğu aritmili atım sayısını, FP(yanlış artı) ise yapay sinir ağının aritmili olarak bulduğu normal atım sayısını ifade etmektedir. Sistemin duyarlılığı (Se) gerçek olayların doğru tespit edilme yüzdesini ifade eder ve denklem- 7 ‘deki gibi hesaplanmaktadır.

$$Se = \frac{TP}{TP + TN} \times 100\% \quad (7)$$

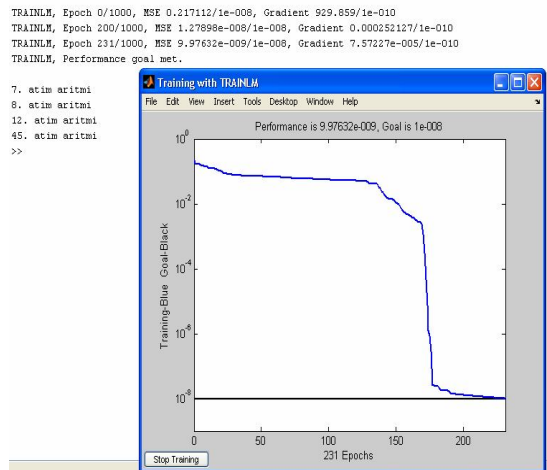
Artı Tahmin(+P) ise gerçek olayların tespit yüzdesini ifade eder ve 8 numaralı denklemle hesaplanmaktadır.

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% \quad (8)$$

Tablo 2:Test sonuçları

	FP	TP	FN	TN	Toplam
Atım Sayısı	38	1381	4	89	1512
Duyarlılık(Se) =	%94.6				
Artı Tahmin (+P)=	%97.5				

Şekil 9’da iterasyon sayısına göre hata değişimi grafiği yer almaktadır. Hata değişimine bakıldığında eğitim sonucunda 231 iterasyonda istenilen hata düzeyine ulaşıldığı görülmektedir. İstenilen Hata düzeyi daha küçük tutulduğunda, iterasyon sayısını arttırmamız gerekmiştir, fakat sistemin çalışma süresi uzun olduğundan, hata düzeyi 10^{-8} olarak belirlenmiştir. Tablo-2’deki değerlerden anlaşılacağı üzere, sistemimiz aritmili olan atımları ihmal edilecek derecede düşük oranda kaçırmıştır. 97 -98 % oranında sınıflandırma başarısı elde edilmiştir. 1381 normal atım doğru sınıflandırılırken, 38 normal atım için yanlış sınıflandırma görülmektedir. Buradan, yüzde olarak 2.67% hata payı olduğu çıkarılabilir. Aritmili atımlara bakıldığında ise, 89 aritmili atım doğru tespit edilirken 4 adet aritmili atım kaçırılmıştır. Buradan, Aritmili atım tespitindeki hata payı ise 4.3% olarak tespit edilmiştir. Genel olarak baktığımızda 94.6 % duyarlılıkta ve 97.5% olarak artı tahminde hesaplanmıştır.



Şekil 9: YSA’da iterasyon sayısına göre hatadaki değişim

4. Kaynakça

- [1]. M. Deha TURAN, Süleyman Demirel Üniversitesi, Elektronik ve Haberleşme Müh. Böl. ,Cep Telefonunun Ekg Sinyalini Kaydederken Oluşturduğu Gürültünün Dalgacık Dönüşümü Analizi Yöntemi İle Süzülmesi,2007, SAÜ. Fen Bilimleri Dergisi, 11. Cilt, 1. Sayı, s. 38-41.
- [2]. Yüksel Özbay, Selçuk Üniversitesi, Elektrik &Elektronik Müh. Ysa Kullanarak Ekg Aritmilerinin Tanınması Ve Sınıflandırılması, BİYOMUT 2004, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Sempozyumu, İstanbul – TÜRKİYE
- [3]. Rangaraj M. Rangayyan, Biyomedikal Sinyal Analizi , 2002, sf:178- 179
- [4].H.Yanardağ,“Klinik Elektrokardiografi”, Cerrahpaşa Tıp Kitabevi,1991
- [5]. Aslı Uyar Özkaya*, M. Emre Kaya**, Fikret Gürgeç***,*Doğuş Üni.Bilgisayar Müh. Böl.,**,***Boğaziçi Üni. Bilgisayar Müh. Böl. Destek Vektör Makineleri Kullanılarak Aritmi Sınıflandırılması, BİYOMUT 2005, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Sempozyumu, İstanbul – TÜRKİYE
- [6] Prof. Dr. İ.Hakkı Koçar, Prof. Dr. Selahattin Erikçi, Doç. Dr. Yavuz Baykal, Gülhane Askeri Tıp Akademisi, İç Hastalıkları Dahili bilimler,Acil İç Hastalıkları Kitabı,2003, Bölüm:Doç. Dr. Mustafa Özkan, Acilde Görülen Kardiyak Aritmiler Ve Tedavileri, Syf: 349,351,354-356,
- [7] Mustafa Okandan , Sadık Kara, Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,Elektronik Mühendisliği Bölümü, Atrial Fibrilasyonlu Ekg’lerin Yapay Sinir Ağları Ve Dalgacık Dönüşümü Kullanılarak Sınıflandırılması, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, BİYOMUT 2004, İstanbul - TÜRKİYE
- [8] Dr. Nihal Akar, Dr. Sinan Aydoğdu, Dr. Erdem Diker, Ventriküler Aritmilere Genel Yaklaşım, Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Kardiyoloji Kliniği, Ankara, Anadolu Kardiyolog Dergisi,2004, sf: 246- 252
- [9].T.H.Yeap,F.Johnson, and M.Rachniowski, “YSA ile EKG atım sınıflandırılması” In Pederson PC, Onaral B. (eds): IEEE Medikal ve Biyoloji Mühendisliği Topluluğunun Yıllık Uluslar arası Konferansı, 12, sf.1457, 1990.
- [10].M.H.Kadbi,J.Hashemi,H.R.Mohseni,A.Maghsoudi, Sharif University of Technology, Elektrik Mühendisliği Departmanı, İstatistiksel ve zaman-frekans özelliklerine dayalı EKG Aritmi Sınıflandırması.
- [11]. Jiapu Pan, Willis J. Tompkins, Bir gerçek zamanlı QRS bulma algoritması, IEEE Biyomedikal Mühendisliği Üzerine Transaksiyon , March,1985