

EKG Sinyalinden Doğru Kalp Atım Hızı Algılama İçin Dalgacık Dönüşümü Tabanlı Gürültü Giderme

Wavelet Transform Based Noise Removal from ECG Signal for Accurate Heart Rate Detection Using ECG

Hülya KODAL SEVİNDİR¹, Süleyman ÇETİNKAYA¹, Ömer ŞAYLI²

¹ Matematik Bölümü
Kocaeli Üniversitesi
{hkodal,suleyman.cetinkaya}@kocaeli.edu.tr

² Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi
Kocaeli Üniversitesi
omer.sayli@kocaeli.edu.tr

Özetçe

Dalgacık dönüşümünün fizyolojik elektriksel kökenli sinyallerin analizinde kullanılması oldukça hız kazanmış ve oldukça etkili sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmada ise dalgacık analizi daha iyi kalp atım hızı tespiti için Elektrokardiyogram (EKG) sinyallerine uygulanmıştır. Dalgacık analizi zemin gezinme gürültüsünün giderilmesinde ve yüksek frekanslı gürültünün temizlenmesinde kullanılmıştır. Kalp atım hızı elde edilen bu son sinyal üzerinde basit R zirve bulma algoritmasıyla gerçekleştirilmiştir. QRS komplekslerinin R zirvesi etiketli olduğu için çalışmadaki veriler MIT-BIH aritmi veri tabanından alınmıştır. Veriler ham haliyle incelendiğinde R zirvesi belirleme ortalama oranı % 94,87 olmaktadır. Zemin gezinmesi problemi gidermek için dalgacık analizi yöntemi yardımıyla 4. seviyeye ayrıştırılmış sinyalden dalgacık dönüşümü analizindeki 4. seviye yaklaşım katsayısı çıkarılmıştır. Yüksek frekans gürültüsünün giderilmesi için zemin gezinmesi problemi giderilmiş olan sinyal tekrardan 2. seviyeye ayrıştırılmış ve dalgacık analizindeki 2. seviye yaklaşım katsayıları yeni sinyal olarak ele alınmıştır. Bu işlemler Daubechies 4 (db4), Daubechies 10 (db10), Coiflet 4 (coif4) dalgacık dönüşümleri kullanıldığında R zirvesi belirleme ortalama oranının %99'un üzerine çıktığı görülmektedir. En iyi R zirvesi belirleme oranı %99,76 ile db10 dalgacık dönüşümünün kullanıldığı zaman bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler — EKG; kalp atım hızı belirleme; gürültü giderme; dalgacık dönüşümü.

Abstract

Use of wavelet transform for the analysis of bioelectric signals has gained momentum and effective results have been obtained through this method. In this study, we have applied the wavelet analysis to the electrocardiogram (ECG) signal for the better detection of heart rate. Wavelet analysis is used for the elimination of baseline wandering and elimination of the high-frequency noise. Heart rate detection is performed on this final signal through simple R peak determination. The data used in this study is taken from the MIT-BIH arrhythmia database which is chosen because of the labelled the R-peaks of the QRS complexes. When the raw data were analyzed for the R-peaks, detection average rate of R peaks was 94.87%. In the

algorithm, the ECG signal was first decomposed up to 4th level through wavelet analysis. The fourth level approximation coefficient was subtracted from the ECG signal to eliminate the baseline wandering. The new signal was again passed through wavelet packet filters up to 2nd level. The detail coefficient at the 2nd level was subtracted from this signal for the elimination of high frequency noise. For the Daubechies 4 (db4), Daubechies 10 (db10) and Coiflet 4 (coif4) wavelet families, average detection rate of R peaks exceeded 99%. Selection of db10 for the wavelet filters in the algorithm gave the best results with detection rate of 99.76%.

Keywords — ECG; heart rate detection; noise removal; wavelet transform.

1. Giriş

Kalp insan hayatı için en önemli organ olup kalp rahatsızlıklarının önceden tespit edilmesi oldukça önemlidir. Kalp hastalıkları, dünyada en önemli sağlık sorunlarının başında gelmektedir. Özellikle genç nüfustaki kalp krizi daha ölümcül olmaktadır. Dolayısıyla olası kalp rahatsızlığı meydana gelmeden teşhisinin konulması oldukça önemlidir. Kalbin çalışması sırasındaki bozuklukların önceden tespit edilip, tedavi yoluna gidilmesi gerekir. Bunun için en sık kullanılan yöntem kalbin biyoelektriksel aktivitesinin Elektrokardiyogram (EKG) ile incelenmesidir. EKG sinyali kalp atımında kalp kaslarının depolarizasyonu sonucu vücut yüzeyinde oluşan çok düşük seviyedeki elektriksel voltajların sonucudur. EKG ile kalbin ritim ve iletim bozuklukları belirlenebilir. Koroner yetmezliği veya infarktüs tanısı konulabilir. EKG dalga şekilleri miyokardiyal iskemi ve enfarktüs, ventriküler hipertrofi ve aktarım problemleri gibi kalp hastalıkları ve anormallikleri durumunda değişir [1, 2]. EKG ile kalp duvarlarında kalınlaşma ve kalp boşluklarında genişleme bulguları saptanabilir, elektronik kalp pilinin işlevleri değerlendirilebilir, bazı kalp ilaçlarının etkileri, elektrolit dengesizliği (özellikle serum potasyum eksikliği veya fazlalığı) ve kalp dışı hastalıkların kalbe etkileri araştırılabilir [3]. Elektrokardiyogram ile kalp atışı aritmileri tanımlanır ve biyomedikal sinyal işleme için önemli bir işlemdir [2].

EKG analizi için kullanılan bilgisayarlı karar destek sistemleri teşhis sırasında kalp uzmanına bir yardımcı gibi

Sinyal İşleme 1

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

davranarak tanıma yardımcı bilgi ve zaman tasarrufu sağlayabilir. Hasta yoğun bakım ünitesinde sürekli gözetim altındayken doktor normal kalp atış değişikliğinin aralığını belirleyebilir. Eğer nabız düzensizliği olursa doktoru ya da hemşireyi uyarmak için bir alarm sistemi kurulabilir. Bu ve benzeri uygulamalar için EKG sinyalinin şeklindeki sivrilikler ve eğimler (morfolojisi) incelenir. Özellik çıkarımı kardiyolojik inceleme için de faydalıdır.

Bu çalışmada EKG sinyalindeki gezinme ve yüksek frekans gürültüsünün giderilmesi için dalgacık analizi tabanlı bir algoritma geliştirilmiştir. Bu şekilde kalp atım hızının çok daha doğru bir şekilde bulunması hedeflenmiştir. Dalgacık metodu zaman ve frekans bilgisini kaybetmeksizin durağan olmayan EKG sinyalinin analizini yapmaya olanak sağladığı için seçildi.

2. Dalgacık Dönüşümü

Dalgacık dönüşümleri zaman-frekans optimizasyonu sağlayan ve EKG işaretindeki geçici karakteristiklerin tespitinde kullanılabilen etkili bir yöntemdir [5]. Dalgacık dönüşümünde $f(t)$ işareti ile temel dalgacık fonksiyonunun ($\psi(t)$) ötelenmesi ve ölçeklenmesi ile elde edilen kümesi ($\psi_{a,b}(t)$) ile integrali hesaplanır. Bu küme şu şekilde tanımlanır:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad a > 0, a, b \in \mathbb{R} \quad (1)$$

a ölçekleme, b ise ötelemeyi temsil eder. Dalgacık dönüşümü ise şu şekilde hesaplanır:

$$W_i(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}(t) dt \quad (2)$$

Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SDD) adı verilen bu yöntemde a ve b değerlerinin alabileceği değerler süreklidir. Hesaplama için verimli olmayan sürekli değerler yerine Ayrık Dalgacık Dönüşümünde (ADD) ölçekleme ve öteleme değişkenleri ayrık değerler alırlar [6]. Ortonormal (birimlik) olan ADD'de kullanılan dalgacık kümesi şu şekilde verilir:

$$\psi_{j,k}(x) = 2^{-j/2} \psi(2^{-j}x - k) \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (3)$$

j ölçekleme ve k sırasıyla ötelemeyi gösteren tam sayılardır. ADD'de katsayıları hesaplama formülü şu şekildedir:

$$c_{j,k} = 2^{j/2} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \psi(2^j x - k) dx \quad (4)$$

Katsayılardan $f(x)$ fonksiyonunu bulma formülü ise aşağıda verilmiştir:

$$f(x) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_{j,k} \psi_{j,k}(x) \quad (5)$$

ADD'de yapılan dönüşümde sinyal ölçekleme ($\varphi(x)$) ve dalgacık ($\psi(x)$) fonksiyonları cinsinden bulunur. Denklem 6'da verilen hesaplamada $g(k) = (-1)^k h(1-k)$ olarak tanımlanır.

$$\phi(x) = \sqrt{2} \sum_k h(k) \phi(2x - k) \quad (6)$$

$$\psi(x) = \sqrt{2} \sum_k g(k) \phi(2x - k)$$

Yapılan bu çoklu çözünürlük analizinde J seviyeli ayrıştırma işleminde aynı süzgeçlerle yinelemeli olarak ADD katsayıları hesaplanır.

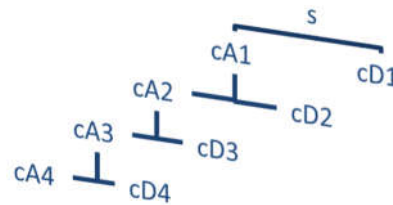
$$f(x) = \sum_k c_{j_0,k} \phi_{j_0,k}(k) + \sum_{j=j_0}^J \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}(x) \quad (7)$$

j seviyesindeki yaklaşıklık ($c_{j,k}$) ve detay ($d_{j,k}$) katsayılarını hesaplarken $j-1$ seviyesindeki katsayılar alçak ve yüksek geçiren filtrelere girdi olarak verilir. Alt örnekleme ile örnek sayısı yarıya indirilir.

$$c_{j,n} = \sum_k c_{j-1,k} h(k - 2n) \quad (8)$$

$$d_{j,n} = \sum_k c_{j-1,k} g(k - 2n)$$

Tekrarlı filtrelere elde edilen yaklaşıklık katsayıları sinyalin düşük frekans bandındaki içeriğini yansıtırken detay katsayıları ise yüksek frekans bandlarındaki bilgiyi içerir. Art arda filtremelerle elde edilen bu katsayılar her derecede farklı frekans bant içeriğini içerirler. ADD analizinde yalnızca yaklaşıklık katsayıları tekrar yüksek ve alçak geçiren filtrelere uygulanarak tekrar detay ve yaklaşıklık katsayıları elde edilir. Ağaç dalgacık analizinde ise detay katsayıları da tekrar alçak ve yüksek geçiren filtrelere tekrar girdi olarak verilir. Yaklaşım katsayıları haricinde detay katsayılarının da hesaba katılması ile işaretin daha ayrıntılı bir biçimde analizine olanak sağlanır [7]. 4-seviyeli bir ADD analizi yapısı Şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1: Dört seviyeli ayrık dalgacık dönüşümünün yapısı (cAn: n. seviye yaklaşıklık katsayısı, cDn: n. seviye detay katsayısı)

3. Kullanılan EKG Verileri ve Yöntem

3.1. Kullanılan EKG Verileri

Analiz için gerekli olan EKG sinyalleri Physionet MIT-BIH aritmi veri tabanından alındı. Bu veri tabanı 47 farklı kişiden her bir yaklaşık 30 dakika olarak alınan çift kanallı EKG sinyallerinden oluşmaktadır. Her veri bir başlık dosyası (.hea), bir binary dosyası (.dat) ve bir binary açıklama dosyasından (.atr) oluşmaktadır. Başlık dosyası örnekleme sayısı, örnekleme frekansı, EKG sinyalinin formatı, hastanın geçmişi ve detaylı klinik bilgisi gibi bilgilerden oluşmaktadır. Çalışmada yaşları 24 ile 84 arasında değişen 4 erkek, 6 kadın ve 1 tane cinsiyet bilgisi kaydedilmemiş (103 nolu veri) 11 veri kullanıldı.

Sinyal İşleme 1

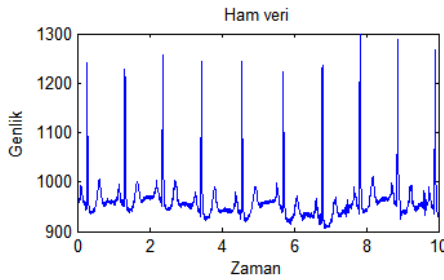
1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

3.2. Kullanılan Yöntem

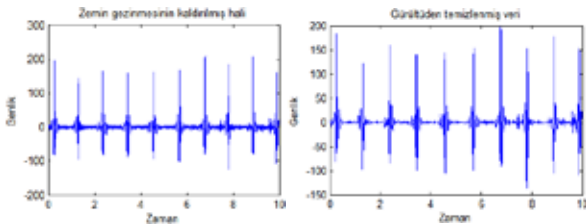
Kalp sinyalinin izo-elektrik temeli çeşitli anormallikler için değişebilir [8] ve çeşitli gürültüler sinyale karışabilir. Bu çalışmada EKG sinyalinde zemin gezinmesi ve gürültü temizleme problemlerinin giderilmesi için dalgacık dönüşümü kullanıldı. Sonraki sinyalden R zirvesi belirleme ile kalp atım hızı belirlendi.

Bir sinyalden gürültüleri çıkarma için dalgacıkları kullanmak, gürültü içeren bileşen ya da bileşenleri belirlemeyi ve o bileşenler olmaksızın sinyali yeniden oluşturmayı gerektirir. Bir sinyal ayrıntı dalgacık dönüşümü kullanılarak ayrıştırıldığı zaman, sinyali yüksek frekans ve alçak frekans bileşenlerine ayıran detay ve yaklaşıklık sinyalleri elde edilir. Dalgacık ağaç dönüşümünde sinyalin alçak frekans bilgisini içeren yaklaşıklık sinyali tekrar aynı şekilde ayrıştırılır. Bu şekilde elde edilen yaklaşıklık sinyalinde yüksek frekans bileşenleri olmadığı için yüksek frekans gürültüsü giderilir. Yüksek frekans bilgisinin dışarı çıkartılması aşamasında orijinal sinyallerin belirgin özellikleri de kaybedilebilmektedir. Optimal gürültü temizleme eşikleme olarak adlandırılan daha zekice bir yaklaşım gerektirir. Eşikleme sadece belirli limiti aşan detayların kısımlarını göz ardı etmekten oluşur.

İncelenen verilerden 101 nolu ham verinin yaklaşık 10 saniyelik kısmı Şekil 2'de gösterilmektedir. Zemin gezinmesi düşük frekans bandında kendini göstermektedir. Bu düşük frekans bandındaki bileşeni gidermek için dalgacık ayrışım paketindeki analizi yöntemi yardımıyla 4. seviyeye ayrıştırılmış sinyalden 4. seviye yaklaşım katsayısı çıkartılmıştır (Şekil 3). Yüksek frekans gürültüsünün giderilmesi için ise zemin gezinmesi problemi giderilmiş olan sinyal tekrar dalgacık analizi ile 2. seviyeye ayrıştırılmış ve dalgacık ayrışım paketindeki 2. seviye yaklaşım katsayısı yeni sinyal olarak ele alınmıştır (Şekil 3).



Şekil 2: Physionet MIT-BIH aritmi veri tabanından alınmış 101 numaralı EKG verisinden bir bölüm



Şekil 3: 101 numaralı ham verinin zemin gezinmesi ve yüksek frekans gürültüsü giderilmiş durumları

Şekil 3'deki son sinyal sadece R zirvelerini gösteren yüksek genlikli sivri uçları içermektedir. R zirvelerinin ortalama genliklerini gözlemleyerek, genel bir eşik seviyesi

belirlendi. Ele aldığımız veri kümesinde R zirvelerininin ile hemen hemen aynı genliğe sahip olan bazı gürültülü sivri uçların R zirvelerinden hemen sonra oluştuklarını tespit ettik. Bunlar elektrik hattından ya da parazitlerin gürültülerinden dolayı oluşabilmektedir. Bu yüzden R zirvelerinden hemen önce ve sonraki 150 örnek nokta içinde meydana gelen herhangi bir zirve göz ardı edildi ve gürültü gibi varsayılır. Ayrıca veride dörder saniyelik pencerelerdeki maksimum değerin %30' nu aşmayan zirve değerlerinin elenerek ani gürültülerin R zirvesi olarak ele alınması engellenmiştir.

Bulunan R zirveleri zamanlaması ile veri tabanındaki etiketlenme anı arasındaki zaman farkı 0,09 ms' den az ise R zirvesi doğru tespitmiş olarak değerlendirilmiştir. Doğru bulunan R zirveleri sayısının etiketlenmiş R zirveleri sayısına oranıyla belirleme yüzdesi hesaplanmıştır. Etiketlenmiş R zirvesi hesaplanan R zirvelerinde bulunmadığı zaman FN (False Negative), yanlış belirlediği zaman ise FP (False positive) olarak değerlendirilmiştir.

4. Sonuçlar

Elde edilen sonuçlar Tablo 1-4'de gösterilmektedir. 11 kayıt toplam 23350 vuru içerir. Tablo 1'de ham veride R zirvesi belirleme oranı ve kalp atım hızı değerleri, Tablo 2, Tablo 3 ve Tablo 4'te ise farklı dalgacıkların algoritmada filtrelerde kullanılmasıyla elde edilen R zirvesi belirleme oranları ve kalp atım hızı değerleri gösterilmektedir. False Negative (FN), algoritmanın etiketlenmiş R zirvesini belirleyemediği zaman meydana gelir. False Positive (FP) ise yanlış vuru belirlemelerini gösterir.

Tablo 1: MIT-BIH veri tabanından alınan ham verilerde zirve bulma algoritmasıyla elde edilen başarımlar

| Veri no | Etiketlenmiş Belirlenen Yüzde(%) FN FP Kalp | | | |
|---------------|---|--------------|--------------|----------------|
| | Atım Sayısı | Atım Sayısı | | Atım Hızı |
| 100 | 2273 | 2193 | 96,48 | 81 0 72,8 |
| 101 | 1865 | 1827 | 97,96 | 47 3 60,8 |
| 102 | 2187 | 2134 | 97,58 | 58 6 71,1 |
| 103 | 2084 | 2021 | 96,98 | 70 1 67,2 |
| 105 | 2572 | 2316 | 90,05 | 256 31 78 |
| 112 | 2539 | 2357 | 92,83 | 193 0 78,3 |
| 113 | 1795 | 1745 | 97,21 | 51 0 58 |
| 115 | 1953 | 1913 | 97,95 | 49 0 63,6 |
| 118 | 2288 | 2219 | 96,98 | 82 6 73,9 |
| 122 | 2476 | 2135 | 86,23 | 344 0 70,9 |
| 123 | 1518 | 1482 | 97,63 | 37 0 49,2 |
| Toplam | 23550 | 22342 | 94,87 | 1268 47 |

Sonuçların bütününe göz önüne aldığımız zaman; eğer zemin gezinmesi problemi giderilmezse ve sinyalin gürültüsü kaldırılmazsa Tablo 1'de de görüldüğü gibi R zirvesi belirleme ortalama oranı % 94,87 kalmaktadır. Dalgacık analizi ayrıştırmasını kullanarak zemin gezinmesi probleminden kurtulduğumuz zaman ve gürültü temizleme yaptığımız zaman R zirvesi belirleme oranının arttığını görüyoruz. db4, db10, coif4 dalgacık dönüşümlerinden herhangi birisi algoritmadaki filtreler için seçilirse R zirvesi belirleme ortalama oranının % 99'un üzerine çıktığı Tablo 2, Tablo 3 ve Tablo 4'de görülmektedir. db4, db10 ve coif4 dalgacıklarının kullanıldığı çalışmamızda R zirvesi belirleme oranlarını kıyasladığımız

Sinyal İşleme 1

1. Gün / 15 Ekim 2015, Perşembe

zaman en iyi belirleme ortalama oranının %99,76 ile db10 dalgacık dönüşümünün kullanıldığı uygulamada bulunmuştur ve bu sonuçlar Tablo 4'de verilmiştir.

2001 yılında Dinh ve arkadaşları, Kübik B-spline, Quadratic B-spline, Db3 ve Haar dalgacıklarını kullandıkları çalışmalarında ele aldıkları EKG verilerini incelemek için en iyi dalgacığın %0,75 hata oranı ile Kübik B-spline olduğunu göstermişlerdir [9]. Benzer şekilde 2010 yılında Wahidabanu ve Sasikala yaptıkları çalışmada %99,89 R zirvesi belirleme oranını elde etmişlerdir [10]. Bu çalışmadaki sunduğumuz sonuçlar ışığında ise ele aldığımız veri kümesi üzerinde en uygun dalgacık dönüşümünün db10 olduğu ortaya çıkmıştır. R zirvesi belirleme oranı literatürde daha önce bulunan sonuçlara yakındır. Sunulan algoritma esnek ve pratikte uygulanabilir.

Tablo 2: Yöntemin uygulanmasında coif4 dalgacığı seçildiğinde bulunan başarımlar

| Veri no | Etiketlenmiş Belirlenen | | Yüzde(%) | FN | FP | Kalp |
|---------------|-------------------------|--------------|--------------|-----------|-----------|------|
| | Atım Sayısı | Atım Sayısı | | | | |
| 100 | 2273 | 2273 | 100 | 0 | 0 | 75,5 |
| 101 | 1865 | 1864 | 99,95 | 1 | 1 | 62 |
| 102 | 2187 | 2173 | 99,36 | 14 | 7 | 72,4 |
| 103 | 2084 | 2084 | 100 | 0 | 0 | 69,3 |
| 105 | 2572 | 2531 | 98,41 | 41 | 13 | 84,6 |
| 112 | 2539 | 2539 | 100 | 0 | 0 | 84,4 |
| 113 | 1795 | 1795 | 100 | 0 | 0 | 59,6 |
| 115 | 1953 | 1953 | 100 | 0 | 0 | 64,9 |
| 118 | 2288 | 2277 | 99,52 | 11 | 0 | 75,7 |
| 122 | 2476 | 2476 | 100 | 0 | 0 | 82,3 |
| 123 | 1518 | 1516 | 99,87 | 2 | 0 | 50,4 |
| Toplam | 23550 | 23481 | 99,71 | 69 | 21 | |

Tablo 3: Yöntemin uygulanmasında db4 dalgacığı seçildiğinde bulunan başarımlar

| Veri no | Etiketlenmiş Belirlenen | | Yüzde(%) | FN | FP | Kalp |
|---------------|-------------------------|--------------|--------------|------------|-----------|------|
| | Atım Sayısı | Atım Sayısı | | | | |
| 100 | 2273 | 2273 | 100 | 0 | 0 | 75,5 |
| 101 | 1865 | 1864 | 99,95 | 1 | 2 | 62 |
| 102 | 2187 | 2168 | 99,13 | 19 | 7 | 72,3 |
| 103 | 2084 | 2083 | 99,95 | 1 | 0 | 69,2 |
| 105 | 2572 | 2447 | 95,14 | 125 | 18 | 82 |
| 112 | 2539 | 2539 | 100 | 0 | 0 | 84,4 |
| 113 | 1795 | 1795 | 100 | 0 | 0 | 59,6 |
| 115 | 1953 | 1953 | 100 | 0 | 0 | 64,9 |
| 118 | 2288 | 2278 | 99,56 | 10 | 0 | 75,7 |
| 122 | 2476 | 2474 | 99,92 | 2 | 0 | 82,2 |
| 123 | 1518 | 1515 | 99,80 | 3 | 0 | 50,3 |
| Toplam | 23550 | 23389 | 99,32 | 161 | 27 | |

Tablo 4: Yöntemin uygulanmasında db10 dalgacığı seçildiğinde bulunan başarımlar

| Veri no | Etiketlenmiş Belirlenen | | Yüzde(%) | FN | FP | Kalp |
|---------------|-------------------------|--------------|--------------|-----------|-----------|------|
| | Atım Sayısı | Atım Sayısı | | | | |
| 100 | 2273 | 2273 | 100 | 0 | 0 | 75,5 |
| 101 | 1865 | 1864 | 99,95 | 1 | 2 | 62 |
| 102 | 2187 | 2175 | 99,45 | 12 | 5 | 72,4 |
| 103 | 2084 | 2084 | 100 | 0 | 0 | 69,3 |
| 105 | 2572 | 2541 | 98,79 | 31 | 14 | 84,9 |
| 112 | 2539 | 2539 | 100 | 0 | 0 | 84,4 |
| 113 | 1795 | 1795 | 100 | 0 | 0 | 59,6 |
| 115 | 1953 | 1953 | 100 | 0 | 0 | 64,9 |
| 118 | 2288 | 2278 | 99,56 | 10 | 0 | 75,7 |
| 122 | 2476 | 2475 | 99,96 | 1 | 0 | 82,2 |
| 123 | 1518 | 1516 | 99,87 | 2 | 0 | 50,4 |
| Toplam | 23550 | 23493 | 99,76 | 57 | 21 | |

5. Kaynakça

- [1] Yanık, H. ve Değirmenci E., "Detection of ECG Characteristic Points using Multiresolution Analysis", *SIU 2015*, 2015, 383-386.
- [2] Jiang X., Zhang L., "ECG Arrhythmias Recognition System Based on Independent Component Analysis Feature Extraction", *IEEE Region 10 Conference*, 2006.
- [3] http://tinaztepehastanesi.com.tr/saglik_kosesi/kardiyoloji/ekg-nedir, (Ziyaret tarihi: 18 Mart 2015).
- [4] Clifford, G. D., Azuaje, F., McSharry, P. E., ECG Statistics, Noise, Artifacts, and Missing Data, Editors: Clifford G. D., *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*, Artech House Publishing, Norwood, 2006.
- [5] Torrence, C. ve Compo, G. P., "A Practical Guide to Wavelet Analysis," *Bulletin of the American Meteorological Society*, vol.79, pp. 61-78, 1998.
- [6] S. Mahmoodabadi ve diğ., "ECG Feature Extraction Based on Multiresolution Wavelet Transform," *IEEE Eng. in Medicine & Biology Soc.*, vol.4, pp. 3902-5, 2005.
- [7] Uslu, E., ve Bilgin, G., "Dalgacık ve Birleşik Dalgacık Paket Dönüşümü Kullanarak Kalp Aritmilerinin Sınıflandırılması", *IEEE 16. Sinyal İşleme ve Uygulamaları Kurultayı*, 2008.
- [8] Sahambi, J. S., Tandon, S. N., Bhatt, R. K. P., "Using Wavelet Transforms for ECG Characterization", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 97, 77-83, 1997
- [9] Dinh, H. A. N., Kumar, D. K., Pah, N. D., Burton, P., "Wavelets for QRS Detection", *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, 1, 1883-1887, 2001.
- [10] Wahidabanu, R. S. D., Sasikala, P., "Robust R Peak and QRS detection in Electrocardiogram using Wavelet Transform", *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, 1(6), 48-53, 2010.
- [11] <http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>