

İki Boyutlu Difüzyon Filtreleme ve Stockwell Dönüşümü Kullanılarak Elektrokardiyogram İşaretlerinin İyileştirilmesi

Kazım HANBAY^{1*}

¹ Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi, Bingöl Üniversitesi, Bingöl, Türkiye
khanbay@bingol.edu.tr

(Geliş/Received: 08/03/2018;

Kabul/Accepted: 07/12/2018)

Özet: Elektrokardiyogram (EKG) kalp rahatsızlıkları için önemli bir teşhis aracı olarak kullanılmaktadır. Temizlenmiş bir EKG işareti kalp rahatsızlıklarının türü hakkında elektriksel bilgi içerir. Bu çalışmada, Stockwell dönüşümü ve iki boyutlu eşyönsüz lineer olmayan difüzyon metotları kullanılarak yeni hibrit bir EKG gürültü giderme metodu önerilmiştir. Önerilen metod MIT-BIH aritmi veri tabanının altı EKG işaretine kas kasılmaları (MA) ve elektrot hareket (EM) gürültüleri eklenerek test edilmiştir. Deneysel çalışmalarda, önerilen metod geleneksel S-dönüşümü ve WT- alt bant metotları ile karşılaştırılmıştır. Deneysel sonuçlar önerilen hibrit modelin daha iyi Sinyal Gürültü Oranı (SGO) ve daha düşük Ortalama Karesel Hatanın Karekökü (OKHK) değerlerine sahip olduğunu göstermiştir.

Anahtar kelimeler: Elektrokardiyogram, stockwell dönüşümü, difüzyon filtreleme.

Enhancement of Electrocardiogram Signals using Stockwell Transform and Two Dimensional Diffusion Filtering

Abstract: Electrocardiogram (ECG) is used as a important diagnostic tool for heart diseases. A cleaned ECG signal consists of electrical information about the kind of the heart diseases. In this paper, a new hybrid ECG signal denoising method is proposed using Stockwell transform (S-transform) and two-dimensional anisotropic diffusion methods. The proposed method is tested on six ECG signals of MIT-BIH arrhythmia database, by adding muscle artifacts (MA) and electrode motion (EM) noises. In the experimental works, the proposed method is compared with the WT-subband and conventional S-transform methods. The experimental results show that the proposed hybrid model has the better signal to noise ratio (SNR) and lower root mean square error (RMSE) values.

Key words: Electrocardiogram, stockwell transform, diffusion filtering.

1. Giriş

EKG işareti, kalp atımları esnasında kalp kasları (miyokardiyum) tarafından üretilen ve vücut yüzeyinde oluşan çok düşük seviyedeki elektriksel işaretlerdir. EKG işaretleri kalbin elektriksel aktivitesi hakkında bilgi içerdikleri için kalp hastalıklarının izlenmesi ve doğru teşhisin konulmasında oldukça öneme sahiptirler. Özellikle gürültüden ve diğer dış etkenlerden arındırılmış bir EKG işareti kalbin çeşitli hastalıkları ifade eden ritim ve iletim bozukluklarını ifade edebilmektedir. Bunun sonucu olarak günümüzde modern klinik uygulamalarında EKG işaretlerinin kaydedilmesi ve makine öğrenmesi yöntemleri ile işlenip analiz edilmesi önem taşımaktadır.

Kablosuz veya kablolu olarak elde edilen EKG işaretlerinin vücuttan alınması ve iletilmesi sırasında alınan işarete genel olarak bazı bozulmalar olmaktadır. Gürültü olarak adlandırılan bu bozulmalara orijinal işarete istem dışı dâhil olan bazı enerjiler yol açmaktadır. EKG işaretlerinde bulunan gürültüler şu şekilde sıralanabilir: i) kas kasılmalarından kaynaklı EM gürültüsü, ii) elektrot hareket gürültüsü, iii) taban hattı kayması (baseline wander), iv) elektronik cihaz kaynaklı gürültüler. Bu gürültüler EKG işaretindeki hastalık göstergesi frekans değişimlerini perdeleyerek sinyalde bozulmaya yol açmaktadır. Bunun sonucunda işaretin analizi zorlaşmakla birlikte yanlış hastalık teşhisine yol açılabilmektedir. Bu yüzden gürültülü EKG işaretleri içerdikleri gürültü bileşenleri ortadan kaldırılarak iyileştirilmelidir.

Literatürde EKG işaretlerini iyileştirmek ve gürültüden arındırmak için birçok metod geliştirilmiştir. Bunlar arasında bağımsız bileşen analizi [1], dalgacık dönüşümü temelli gürültü giderme [2-5], uyarlamalı filtreler [6], kernel filtreleme yöntemi [7] ve derin öğrenme tabanlı yöntemler [8] oldukça başarılı olan yöntemler olarak öne çıkmaktadır. Bu yöntemlerin bazıları işarettaki gürültüyü kaldırmak için işarettaki R-tepesi pozisyonu veya

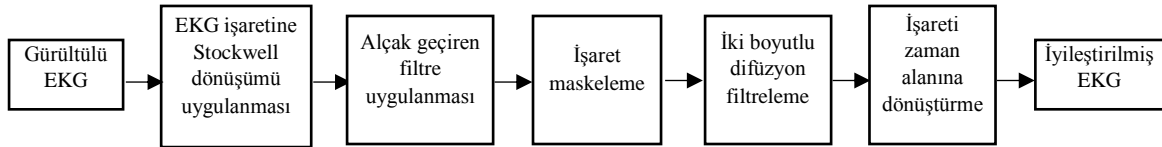
* Sorumlu yazar: khanbay@bingol.edu.tr. ORCID Numarası: 0000-0003-1374-1417

referans işaret modeli gibi öncül bilgilere ihtiyaç duymaktadırlar. Dalgacık dönüşümü yöntemi ise EKG işaretlerindeki farklı gürültü tiplerine karşı oldukça güçlü sonuçlar üretmektedir. Zaman alanındaki işaretleri zaman-frekans alanında karakterize etmekte gösterdiği üstün yetenek dalgacık dönüşümü yönteminin temel kullanım sebeplerinden biridir. Bu yöntemde Daubechies-4 (dB4) ana dalgacığı kullanılarak yapılan çok seviyeli işaret analizi gürültü gidermede iyi performans göstermektedir [9]. Bununla birlikte dalgacık dönüşümünün genliği işaretin frekansına bağımlı bir yapıya sahiptir. Ayrıca yüksek işlem maliyeti ve yetersiz zamansal alan çözünürlüğüne sahiptir. Bu olumsuzluklar dalgacık dönüşümü temelli gürültü giderme yaklaşımların zayıf yönleri olarak öne çıkmaktadır. Smital ve diğ. [10] EKG işaretlerindeki geniş bant EM gürültülerini kaldırmak için uyarlamalı dalgacık Wiener filtreleri kullanmışlardır. Daha sonra Sinyal Gürültü Oranı'na (SGO) göre uygun bir filtre bankası ve Wiener filtrenin uyarlamalı ek parametreleri elde edilir. Farklı seviyelerde ayrıştırılan EKG sinyali uygun eşikleme değerleri ile gürültüden ayrıştırılmakta ve bazı morfolojik işlemler ile birlikte oldukça işlenebilir bir yapıya kavuşturulmaktadır [4]. Uyarlamalı filtreler ile ele alınan EKG işaretinin karakteristiğine uygun alçak-yüksek geçiren çeşitli filtreler tasarlanarak gürültü giderme yöntemleri geliştirilmiştir [6]. Ancak bu yöntemler farklı gürültüler içeren EKG işaretlerinde istenen başarıya ulaşamamaktadır. Dalgacık dönüşümü ve fourier dönüşümü yöntemleri ile yakın ilişkili bulunan Stockwell dönüşümü (S-Transform) yöntemi kullanılarak yukarıda bahsedilen bazı sınırlılıkları ortadan kaldıran gürültü giderme ve EKG işaret iyileştirme çalışmaları yapılmıştır [11-12]. Yapılan çalışmalarda S-dönüşümü yönteminin EKG işaretinde gömülü olarak bulunan birçok farklı gürültü tipini ortadan kaldırarak işareti iyileştirdiği gösterilmiştir. Son yıllarda oldukça popüler olan derin öğrenme tabanlı işaret işleme ve sınıflandırma çalışmaları EKG işaretlerinde de gürültü giderme amaçlı olarak kullanılmıştır. Genellikle oto-kodlayıcı veya kısıtlı Boltzmann makineleri kullanılarak EKG işaretlerinde gürültü giderme çalışmaları yürütülmüştür [8,13]. Derin öğrenme tabanlı yöntemler gürültü gidermede oldukça etkili olmakla birlikte yüksek boyutta eğitim verisine ihtiyaç duymaktadırlar.

Bu çalışmada S-dönüşümü kullanılarak EKG işaretlerindeki gürültüleri ortadan kaldıran yeni bir metod önerilmiştir. S-dönüşümü kullanarak işaretleri iyileştiren yöntemlerden farklı olarak, önerilen çalışmada EKG işaretlerine S-dönüşümü ile birlikte iki boyutlu eşyönsüz difüzyon yöntemi de uygulanmıştır. Geleneksel S-dönüşümü yöntemi ile gürültü gidermede işaretin S-dönüşümü ile elde edilen zaman-frekans alanı karşılığında morfolojik yapı elemanlarından oluşan 4 adımlı filtreleme uygulanmaktadır [11]. Filtreleme işlemleri sonrasında elde edilen çıkış matrisi ikilik matrise dönüştürülür ve eşiklenmiş işaret bilgisi elde edilir. Bu filtreleme işaretin genliği ve gürültünün tipi değiştiğinde etkin çalışmamaktadır. Ayrıca morfolojik yapı elemanlarının optimal parametrelerinin tespiti zordur. Bu nedenle önerilen çalışmada bilinen literatür çalışmalarından farklı olarak görüntülerde de hem yumuşatma hem de gürültü gidermede kullanılan optimal bir difüzyon filtresi tasarlanmış ve EKG işaretlerine uygulanarak gürültü gidermede istenen sonuçlar alınmıştır. Bununla birlikte geliştirilen yöntem gürültü gidermek için herhangi bir öncül bilgiye ihtiyaç duymamaktadır.

2. Önerilen Yöntem

Önerilen yöntemde temel amaç EKG işaretlerinde gürültü bileşenlerini kaldırarak işareti iyileştirmektir. S-dönüşümü ve iki boyutlu eşyönsüz difüzyon yöntemlerinin birlikte kullanımı ile geliştirilen yöntemin blok diyagramı Şekil 1'de verilmiştir.



Şekil 1. Önerilen yöntemin blok diyagramı.

Önerilen yöntem temel olarak dört adımdan oluşmaktadır. Bu adımlarda hem S-dönüşümü yöntemi hem de eşyönsüz difüzyon tekniği yöntemdeki kullanım sıralarına göre aşağıda açıklanmıştır.

Adım 1: Zaman-frekans alanında işaret gösterimi: Zaman alanındaki gürültülü bir EKG işaretinin zaman-frekans alanına taşınarak bu alanda gösteriminin yapmak için S-dönüşümü kullanılır. Gürültü içeren bir EKG işareti $h(t)$ ile gösterildiğinde, bu işaretin $t = \tau$ zamanında ve f frekansında sürekli S-dönüşümü $S(\tau, f)$ aşağıdaki gibi tanımlanır [14]:

$$S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \frac{|f|}{\sqrt{2\pi}} e^{-((\tau-t)^2 f^2)/2} e^{-i2\pi ft} dt \quad (1)$$

Sabit frekans f_0 için $S(\tau, f_0)$ ifadesi bir boyutlu fonksiyon olarak ifade edilir. Burada $S(\tau, f_0)$ ifadesi sabit frekans f_0 in genlik ve fazının zamana bağlı olarak nasıl değiştiğini göstermektedir. Zaman serisi olarak ifade edilen $h(t)$ işareti Gauss fonksiyonu gibi bir pencereleme fonksiyonu ile analiz edilirse, işaretin spektrumu Denklem (2) kullanılarak elde edilir:

$$H(f) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) g(t) e^{-i2\pi ft} dt \quad (2)$$

Burada $g(t)$ genelleştirilmiş Gauss fonksiyonunu göstermektedir. Gaussian fonksiyonu kullanılarak S-dönüşümüne öteleme τ ve genişleme σ parametreleri eklenerek dönüşümün aşağıdaki formu elde edilir [11]:

$$S(\tau, f, \sigma) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(t-\tau)^2/2\sigma^2} e^{-i2\pi ft} dt \quad (3)$$

Denklem (3) teki ifade içerdiği üç bağımsız değişkenden dolayı aslında çok çözünürlüklü Fourier dönüşümünün özel bir durumudur. Özellikle büyük boyutlu işaretlerin analizinde bu yapı oldukça fazla işlem yükü içerdiği için kullanılması zordur. Bu denklem üzerinde özellikle işaret periyoduna orantılı olacak şekilde pencereleme genişliği parametresi σ kısıtlanarak denklem basitleştirilmektedir. Burada $h(kT)$ gürültülü bir EKG işaretini ifade ederse, ayrık durumda hesapsal olarak avantaja sahip olmak için bu işaretin ayrık S-dönüşümü aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$S\left(jT, \frac{n}{NT}\right) = \sum_{m=0}^{N-1} H\left[\frac{m+n}{NT}\right] e^{-2\pi^2 m^2/n^2} e^{i2\pi m j/N}, n \neq 0, \quad (4)$$

Burada $H[n/NT]$ ifadesi gürültülü EKG işaretinin ($h(kT)$) Fourier dönüşümünü ifade etmektedir. j, m, n değişkenleri ise $j, m, n = 0, 1, \dots, N-1$ olarak gösterilirler.

Adım 2: Yüksek frekans gürültülerini kaldırma: Gürültülü EKG işareti S-dönüşümü kullanılarak zaman-frekans alanında ifade edildikten sonra, bu adımda alçak geçiren filtre uygulanarak yüksek frekanslı gürültü içeren bileşenler orijinal işareten kaldırılır. Gürültü içermeyen bir EKG işareti genel olarak 0.05-100 Hz aralığında bant genişliğine sahiptir [11]. Ancak MIT-BIH aritmi veri tabanı gibi çeşitli EKG veri tabanlarında bu aralıkta ve özellikle 200 Hz bant genişliği içerisinde EKG işaretlerinde önemli bilgilerinin olduğu görülmektedir. Bu nedenle önerilen metotta frekans alanında yapılan filtrelemede 200 Hz bant genişliğinin altında kalan frekans bileşenleri korunmuş ve sadece bu değerin üstünde kalan bileşenler gürültü olarak değerlendirilip kaldırılmıştır. Yöntemin adımlarını daha kolay takip edebilmek için, bu noktadan sonra yüksek frekans gürültülerinin kaldırılmasından sonra elde edilen EKG işaretinin zaman-frekans alanı gösterimi (S_1) ile gösterilecektir.

Adım 3: Gürültü bileşenlerinin maskelenmesi: Bu adımda S_1 'in QRS bileşenleri arasındaki alanlarda bulunan gürültü bileşenleri eşikleme yöntemi ile temizlenmektedir. Önerilen yöntemde literatürdeki yöntemlere benzer bir şekilde S_1 matrisinin toplam ortalama yoğunluk bilgileri kullanılarak [11-12] eşikleme yapılmıştır. İkili görüntüde 0 ve 1 sınıfları için ayrı ayrı sınıf varyansları ve toplam sınıf varyansları kullanılarak eşik değeri bulunmuştur. Eşikleme sonucu elde edilen maske matrisi ile S_1 matrisi uygun morfolojik yapı elemanı ile açılma işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem sonucunda S_1 matrisinin maskelenmiş hali olan S_2 matrisi elde edilmiştir.

Adım 4: İki boyutlu eşyönsüz difüzyon filtreleme: Elde edilen S_2 matrisi EKG işaretinin birçok gürültü bileşeninden arındırılmış hali olmakla birlikte, zaman-frekans alanındaki mevcut EKG işareti lineer davranış sergilemeyen gürültü bileşenleri içerebilmektedir. EKG iyileştirme çalışmalarında filtreleme işlemi genellikle morfolojik işlemler ile veya uyarlamalı eşikleme işlemleri ile yapılmaktadır [11-12]. Ancak bu filtreler arka plan gürültüsü gibi lineer olmayan ve düzenli davranış gösteren gürültülere karşı etkili olabilmektedir [15]. Bu nedenle önerilen çalışmada EKG işaretindeki hem arka plan gürültülerini hem de lineer olmayan gürültüleri ortadan kaldırmak için iki boyutlu lineer olmayan eşyönsüz difüzyon filtreleme metodu kullanılmıştır. Bu aşamada kullanılan iki boyutlu difüzyon filtre hakkında kısa tanımlamalar verilecektir.

İki boyutlu difüzyon filtresi giriş olarak verilen iki boyutlu veri üzerinde gezdirilen pencerede uzaysal ve zamansal alanda sekiz komşuluk kullanır. Bu çalışmada EKG işaretinin S-dönüşümü ile iki boyutlu zaman-frekans alanı bilgisinin hesaplandığını tekrar belirtmek gerekmektedir. Pencerenin karşılık geldiği pozisyonda işaret iteratif bir yolla yumuşatılmaktadır (smoothing). Matematiksel işlemlerde yazım ve ifade kolaylığı

açısından maskeleme adımı sonrası elde edilen S_2 matrisi bu aşamada u olarak ifade edilecektir. u için genel eşyönsüz difüzyon denklemi aşağıdaki gibi yazılabilir:

$$\frac{\partial u}{\partial t} = \nabla \cdot (D(\nabla u)\nabla u) \quad (5)$$

Burada u ifadesi yumuşatılmış EKG işaret matrisini (yani maskeleme sonrası elde edilen ve difüzyon işlemine başlangıçta giriş olarak verilen $u^0(x) = u(x)$), D yumuşatma yönünü ve karşılık gelen yayılımları tanımlayan matris değerli difüzyon tensörünü göstermektedir. Difüzyon tensörü D aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$J(\nabla u) = \nabla u \nabla u^T = \begin{bmatrix} u_x^2 & u_x u_y \\ u_x u_y & u_y^2 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Yapı tensörü $J(\nabla u)$ zaman göre işaretteki lokal yön bilgisini tanımlayan bir işaret özneliği olarak kabul edilebilir. Difüzyon işlemlerinin gürültüden etkilenmemesi için Gauss çekirdekli ve standart sapması küçük olan konvolüsyon işlemleri uygulanır. İteratif yol ile difüzyon işlemi işarete uygulanarak hem gürültü giderme hem de işaretin özellikle QRS bileşenlerinde yumuşatma ve belirginleştirme işlemleri başarı ile tamamlanır. Difüzyon işlemleri ile ilgili daha ayrıntılı bilgi için [15] nolu kaynak incelenebilir. Filtrelenmiş bir boyutlu EKG işaretini elde etmek için, filtre çıkışında elde edilen işaret matrisi ters S-dönüşümü yapılarak zaman-frekans alanından zaman alanına dönüştürülmüş ve filtrelenmiş işaret elde edilmiştir.

3. Deneysel Sonuçlar

Bu bölümde öncelikle deneysel çalışmalarda kullanılan veri tabanı hakkında kısaca bilgi verilmiştir. Yöntemin performansını ölçmek için kullanılan metrik ölçütlerin temel matematiksel tanımlamaları verilmiştir. Daha sonra önerilen yöntem literatürde bulunan iki farklı gürültü giderme yöntemi ile karşılaştırılmıştır.

3.1. Kullanılan veri seti ve performans ölçütleri

Önerilen hibrit EKG gürültü giderme yöntemi MIT-BIH aritmi veri tabanı [16] üzerinde test edilmiştir. Bu veri tabanı 360 Hz frekansında örnekleme yapılmış olan 30 dakika süreli 48 farklı EKG işareti içermektedir. Deneysel çalışmalar sırasında incelenen işaretlere Sinyal Gürültü Oranları (SGO) 0 dB, 1.25 dB ve 5 dB olacak şekilde ayrı ayrı EM ve MA gürültüleri eklenmiştir. Eklenen gerçek gürültüler physionet veri bankasında MIT-BIH aritmi veri tabanının gerçek gürültüler içeren ilgili bölümünden alınmıştır [17]. Önerilen yöntem WT-alt bant yöntemi [4] ve geleneksel S-dönüşüm yöntemi [11] ile karşılaştırılmıştır. Her iki yöntemin performans sonuçları geleneksel S-dönüşüm yönteminin gürültü gidermede kullanıldığı makale çalışmasından alınmıştır [11]. Kullanılan yöntemlerin performansları SGO ve Ortalama Karesel Hatanın Karekökü (OKHK) ölçütleri kullanılarak değerlendirilmiştir. SGO aşağıdaki gibi ifade edilebilir:

$$SGO = \frac{\sum_{t=0}^{L-1} h(t)^2}{\sum_{t=0}^{L-1} n(t)^2} \quad (7)$$

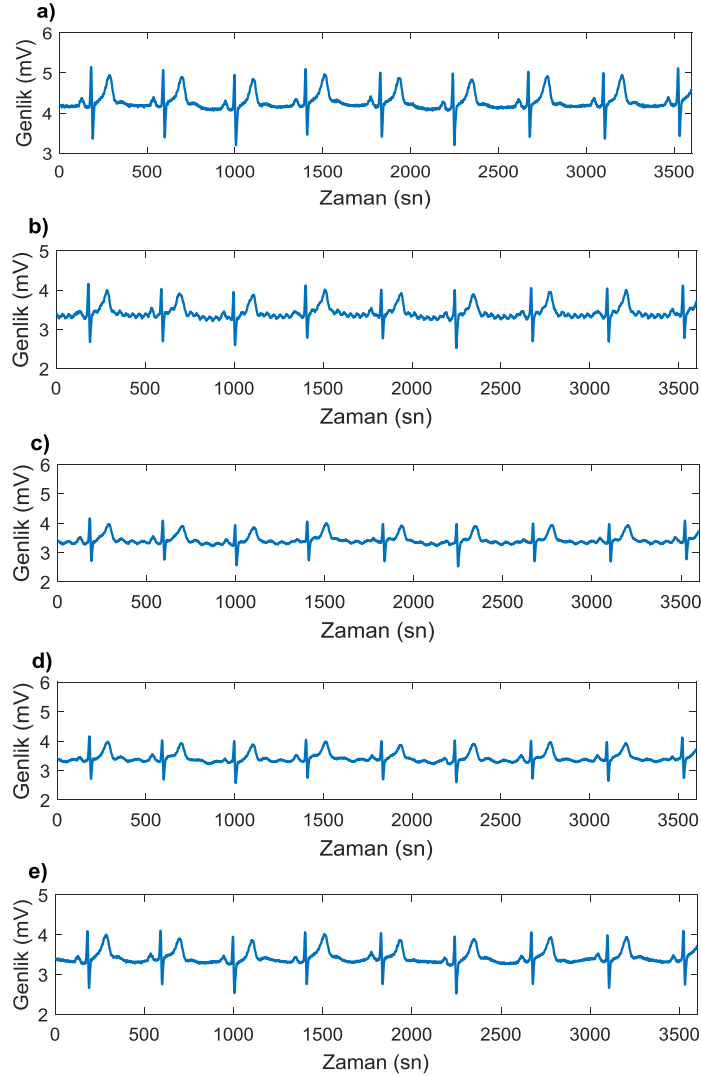
Burada $h(t)$ ele alınan EKG işaretini, $n(t)$ ise gürültü sinyalini göstermektedir. Ayrıca gürültüden arındırılan EKG işaretinde korunan bilginin kalitesini değerlendirmek için OKHK ölçütü kullanılmıştır. OKHK matematiksel olarak şöyle tanımlanmaktadır:

$$OKHK = \sqrt{\frac{\sum_{t=0}^{L-1} (h(t) - \hat{h}(t))^2}{L}} \quad (8)$$

Burada $\hat{h}(t)$ yeniden oluşturulan EKG işaretini, L ise EKG işaretinin uzunluğunu göstermektedir.

3.2. Gerçek gürültüler üzerinde deneysel sonuçlar

Deneysel çalışmalarda MIT-BIH veri tabanından alınan altı farklı EKG sinyaline üç farklı genlikte gerçek EM ve MA gürültüleri eklenerek yöntemlerin performansları incelenmiştir. Şekil 2’de MIT-BIH veri tabanındaki 117 nolu işarete eklenen gürültü için yöntemlerin deneysel sonuçları görsel olarak gösterilmiştir.



Şekil 2. (a) 117 kayıt nolu orijinal EKG işareti, (b) orijinal işarete 1.25 dB SGO'ya sahip olan gürültü eklenmiş EKG işareti, (c) WT-alt bant yöntemi, (d) geleneksel S-dönüşüm yöntemi, (e) önerilen yöntem.

Orijinal EKG işareti ile aynı aralıkta frekans bileşenleri içeren gerçek gürültüde WT-alt bant yöntemi istenen düzeyde başarı elde edemezken, geleneksel S-dönüşümü yöntemi WT-alt bant yöntemine göre daha başarılı sonuçlar elde etmektedir. Ancak S-dönüşümü yöntemindeki morfolojik işlemler aynı frekans aralığındaki bazı gürültüleri gidermede başarısız kalmaktadır. Morfolojik filtreleme adımlarının her birinde farklı yapı elemanı inşa edildiği için, özellikle ilk yapı elemanlarının elde ettiği yanlış filtreleme sonraki tüm morfolojik adımların performansının bozulmasına yol açmıştır. Önerilen yöntem ise özellikle düzenli davranış sergilemeyen gürültülerde sekiz farklı yönde yaptığı difüzyona dayalı filtreleme ile gürültü frekans bileşenlerini ortadan kaldırmada üstünlük göstermiştir. Önerilen yöntem kullandığı hibrit filtreleme ile S-dönüşümü yönteminin performansının filtreleme adımında da korunmasını sağlamıştır. Böylece işaretteki gürültü kaldırılırken aynı zamanda işaretin kalitesi artırılmıştır.

Tablo 1 ve 2’de WT-alt bant, geleneksel S-dönüşümü ve önerilen hibrit S-dönüşümü yöntemlerinin farklı genliklerdeki gerçek gürültüler açısından iyileştirilen EKG işaretlerinde elde ettikleri başarının SGO ve OKHK metrikleri yönünden karşılaştırılması verilmiştir. Tablo 1’de WT-alt bant yöntemi işaretlerin SGO ve OKHK değerlerinde kısmi iyileştirmeler yapmıştır. Geleneksel S-dönüşümü tüm işaretlerdeki gerçek MA gürültülerinde WT-alt bant yöntemine göre daha performans sergilemiştir. 5 dB giriş SGO’lu 103 nolu EKG kaydında WT-alt bant yöntemi 6.40 dB SGO değeri elde ederken, geleneksel S-dönüşümü yöntemi 12.63 dB SGO’ya ulaşmaktadır. Önerilen hibrit S-dönüşümü yöntemi ise 12.76 dB SGO elde etmiştir. Benzer performans OKHK ölçümlerinde de elde edilmiştir. 103 nolu EKG kaydında WT-alt bant, S-dönüşümü ve önerilen hibrit S-dönüşümü yöntemlerinin OKHK değerleri sırasıyla 0.48 dB, 0.23 dB ve 0.21 dB olarak hesaplanmıştır. Önerilen yöntem diğer EKG işaret kayıtlarında da MA gürültüsünü temizlemede benzer başarılı sonuçlar elde etmiştir.

Tablo 1. Gerçek MA gürültüleri için deneysel sonuçlar.

MIT-BIH kayıt no			103	105	111	122	205	230
WT-alt bant yöntemi	0 dB	SGO	1.62	1.67	1.49	1.64	1.72	1.67
		OKHK	0.83	0.83	0.85	0.83	0.82	0.83
	1.25 dB	SGO	2.82	2.90	2.70	2.86	2.95	2.87
		OKHK	0.73	0.72	0.73	0.72	0.71	0.72
	5 dB	SGO	6.40	6.49	6.17	6.49	6.54	6.49
		OKHK	0.48	0.47	0.49	0.47	0.47	0.47
S-dönüşümü yöntemi	0 dB	SGO	10.41	10.02	8.21	9.20	8.32	8.70
		OKHK	0.30	0.31	0.38	0.34	0.38	0.36
	1.25 dB	SGO	10.89	10.42	8.66	9.67	8.61	9.01
		OKHK	0.28	0.30	0.36	0.32	0.37	0.35
	5 dB	SGO	12.63	12.76	9.94	11.69	9.91	10.15
		OKHK	0.23	0.23	0.31	0.26	0.32	0.31
Önerilen yöntem	0 dB	SGO	10.53	10.81	8.17	9.18	8.39	8.65
		OKHK	0.27	0.26	0.28	0.35	0.37	0.38
	1.25 dB	SGO	11.24	10.56	8.72	9.72	8.95	8.92
		OKHK	0.26	0.25	0.34	0.30	0.34	0.37
	5 dB	SGO	12.76	12.70	10.23	11.83	10.24	10.03
		OKHK	0.21	0.24	0.28	0.24	0.29	0.32

Tablo 2’de benzer şekilde gerçek EM gürültüleri eklenen bazı işaretlerin farklı yöntemlerle gürültü açısından iyileştirilmesine ilişkin SGO ve OKHK sonuçları görülmektedir. EM gürültüsü EKG kaydı esnasında kaslardaki elektriksel gerilimlerinin toplamını ifade etmektedir. Bu gürültü sinyalinin genliği çok küçük olup EKG sinyalinin frekans bandı ile örtüşen bir yapıda olduğu için basit yöntemlerle EKG sinyalinden ayrıştırılması zordur.

Deneysel sonuçlarda özellikle WT-alt bant yöntemi EM gürültüsü gidermede genel olarak başarısız kalmıştır. Ancak S-dönüşümü temelli yöntemlerin daha kaliteli ve gürültüden arındırılmış EKG işareti sundukları görülmüştür. Özellikle önerilen yöntem 122 nolu işaret kaydında 10.56 dB gibi önemli bir SGO oranı yakalamıştır. OKHK açısından da önerilen yöntemin daha düşük değerler üreterek işaretin kalitesini artırdığı gözlemlenmiştir. Önerilen S-dönüşümü yöntemi ile geleneksel S-dönüşümü yöntemi arasında temel fark filtreleme prosedüründeki temel yaklaşımdan kaynaklanmaktadır.

Daha öncede vurgulandığı gibi morfolojik işlemler işaretlerdeki gürültülerin sergilemiş oldukları doğrusal olmayan davranışlardan ciddi oranda etkilenmektedir. Hâlbuki arka plan gürültüsü gibi gürültü tiplerinde kararlı çalışan bu işlemlerin içerdikleri yapı elemanları uyarlanabilir bir dinamik davranış biçimine sahip olmadıklarında, orijinal işarete benzer frekans bileşenleri içeren gürültü tiplerinde istenen başarıya ulaşamamaktadırlar. Önerilen yöntem ise S-dönüşümü yönteminin morfolojik filtreleme ile maruz kaldığı zayıflığı iki boyutlu eşyönlü lineer olmayan difüzyon filtreleme ile daha iyi bir noktada çözebilmektedir. Bu filtreleme yönteminde gürültü bileşenleri lokal olarak yumuşatma işlemine tabi tutulur [15]. Özellikle EKG işaretindeki QRS bileşenleri ve diğer önemli bileşenlerin başlangıç noktaları ve ilgili aralıkları bu filtre ile belirginleştirilerek işaretin kalitesi ve yorumlanabilmesi kolaylaştırılır. Morfolojik filtreleme ile gürültü kaldırılırken işarettaki önemli dönüm noktaları ve QRS aralıkları bulanık bir yapıya kayabilmekte iken, eşyönlü

filtreleme ile önemli dönüm noktalarının zamansal lokalizasyonu daha iyi sağlanmıştır. Bunun sonucunda sık karşılaşılan gerçek gürültülerde işaretin gürültüsü giderilirken aynı zamanda kalitesi de bir miktar artırılmıştır.

Tablo 2. Gerçek EM gürültüleri için deneysel sonuçlar.

MI-BIH kayıt no			103	105	111	122	205	230
WT-alt bant yöntemi	0 dB	SGO	0.26	0.27	0.30	0.01	0.57	0.26
		OKHK	0.94	0.93	0.93	0.90	0.93	0.89
	1.25 dB	SGO	1.51	1.58	1.56	1.75	1.87	1.65
		OKHK	0.83	0.83	0.83	0.81	0.80	0.82
	5 dB	SGO	5.29	5.30	5.30	5.53	5.76	5.39
		OKHK	0.54	0.54	0.54	0.52	0.51	0.53
S-dönüşümü yöntemi	0 dB	SGO	6.41	6.13	5.45	5.87	5.59	6.29
		OKHK	0.47	0.49	0.53	0.50	0.52	0.48
	1.25 dB	SGO	7.47	7.35	6.4	6.96	6.47	7.48
		OKHK	0.42	0.42	0.47	0.44	0.47	0.42
	5 dB	SGO	10.32	10.40	8.54	9.60	8.55	10.45
		OKHK	0.30	0.30	0.37	0.33	0.37	0.30
Önerilen yöntem	0 dB	SGO	6.37	6.08	5.67	6.02	5.47	6.34
		OKHK	0.49	0.52	0.50	0.47	0.56	0.50
	1.25 dB	SGO	7.68	7.49	6.62	7.06	6.56	7.42
		OKHK	0.40	0.41	0.43	0.41	0.45	0.43
	5 dB	SGO	11.04	10.58	8.67	10.56	8.63	10.51
		OKHK	0.27	0.28	0.35	0.29	0.34	0.28

4. Sonuçlar

Bu çalışmada S-dönüşümü ve iki boyutlu eşyönsüz lineer olmayan difüzyon filtreleme yöntemleri birlikte kullanılarak EKG işaretlerindeki gerçek MA ve EM gürültülerini kaldıran hibrit bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem ele alınan işaret ile ilgili herhangi bir öncül bilgiye ihtiyaç duymadan işaretteki gürültü bileşenlerini kaldırmaktadır. Orijinal EKG işareti öncelikle S-dönüşümü ile zaman-frekans alanında temsil edilmiştir. Sonraki adımda işaretteki yüksek frekans bileşenlerine sahip gürültüler kaldırılmıştır. Önerilen yöntemin üçüncü adımında QRS bileşenleri arasında kalan bölgeye yönelik maskeleyme işlemi uygulanarak bu bölgedeki gürültüler kaldırılmıştır. Dördüncü adımda iki boyutlu maskelenmiş işaret matrisine yine iki boyutlu eşyönsüz difüzyon filtreleme işlemi iteratif bir yol ile uygulanmış ve işaretin önemli bileşen noktalarındaki gürültüler giderilmekle beraber işaretin kalitesini arttıran yumuşatma işlemi uygulanmıştır. Önerilen yöntem MA ve EM türündeki gerçek gürültülerle üç farklı SGO seviyesi için test edilmiştir. Elde edilen SGO ve OKHK sonuçları incelendiğinde, önerilen yöntemin özellikle geleneksel S-dönüşümü yönteminin performansında iyileştirmeler yaptığı görülmüştür. Ayrıca dalgacık dönüşümü kullanan WT- alt bant yöntemine göre de daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Bu nedenle önerilen yöntem gelecekte yapılması planlanan çalışmalar ile gerçek MA ve EM gürültüsü içeren farklı karakteristikteki EKG işaretlerinde gürültü gidermek için kullanılacaktır. Bununla birlikte iki boyutlu eşyönsüz difüzyon filtreleme yönteminin parametrelerinin optimal olarak ayarlanabileceği çalışmalar yürütülmelidir. Bunun sonucunda önerilen yöntemin tüm EKG işaretlerinde sorunsuz çalışması ve işarete istenen düzeyde iyileştirme yapması sağlanmalıdır.

Kaynaklar

- [1] Barros AK, Mansour A, Ohnishi, N. Removing artifacts from electrocardiographic signals using independent components analysis. *Neurocomputing* 1998; 22(1-3): 173-186.
- [2] Wang F, Ji Z. Application of the dual-tree complex wavelet transform in biomedical signal denoising. *Bio-Med. Mater. Eng.* 2014; 24(1): 109-115.
- [3] El B'charri, O, Latif R, Elmansouri K, Abenaou A, Jenkal W. ECG signal performance de-noising assessment based on threshold tuning of dual-tree wavelet transform. *Biomed. Eng. Online* 2017; 16(26): 1-26.
- [4] Poornachandra S. Wavelet-based denoising using subband dependent threshold for ECG signals. *Digital Signal Process.* 2008; 18(1): 49-55.

- [5] Ho CYF, Ling BWK, Wong TPL, Chan AYP, Tam PKS. Fuzzy multiwavelet denoising on ECG signal. *Electron. Lett.* 2003; 39(16): 1163-1164.
- [6] Thakor NV, Zhu YS. Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1991; 38(8): 785-794.
- [7] Tayel MB, Eltrass AS, Ammar AI. A new multi-stage combined kernel filtering approach for ECG noise removal. *J. Electrocardiol.* 2017; 51(2): 265-275.
- [8] Xiong P, Wang H, Liu M, Zhou S, Hou Z, Liu X. ECG signal enhancement based on improved denoising auto-encoder. *Eng. App. Artif. Intell.* 2016; 52: 194-202.
- [9] Erçelebi E. Electrocardiogram signals de-noising using lifting-based discrete wavelet transform. *Comput. Biol. Med.* 2004; 34(6): 479-493.
- [10] Smital L, Vitek M, Kozumplik J, Provazník I. Adaptive wavelet wiener filtering of ECG Signals. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2013; 60(2): 437-445.
- [11] Ari S, Das MK, Chacko A. ECG signal enhancement using S-Transform. *Comput. Biol. Med.* 2013; 43(6): 649-660.
- [12] Das MK, Ari S. Analysis of ECG signal denoising method based on S-transform. *IRBM* 2013; 34(6): 362-370.
- [13] Rodrigues R, Couto P. A. Neural Network Approach to ECG Denoising. *Cs.CE* 2012; 1-15. Retrieved from <http://arxiv.org/abs/1212.5217>.
- [14] Stockwell RG. A basis for efficient representation of the S-transform. *Digital Signal Process.* 2007;17(1): 371-393.
- [15] Perona P, Malik J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 1990; 12(7): 629-639.
- [16] MIT-BIH Arrhythmia Database. [Online]. Available: <https://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/>.
- [17] PhysioBank ATM. [Online]. Available: <https://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.