



Notch Filter Design with the Help of Modified Artificial Bee Colony (MABC) Algorithm to Eliminate Network Noise on the ECG Signal

Abdulkadir Çakır^{1,a,*}, Serdar Koçkanat^{2,b}

¹ Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Cumhuriyet Üniversitesi, 58140 Sivas, Türkiye

² Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Cumhuriyet Üniversitesi, 58140 Sivas, Türkiye

*Corresponding author

Research Article

History

Received: 14/06/2024

Accepted: 23/06/2024

Copyright



This work is licensed under
Creative Commons Attribution 4.0
International License

ABSTRACT

Network noise is one of the main factors that cause difficulties in the processing and subsequent accurate analysis of ECG signals. Therefore, effective filter design must be carried out to eliminate network noise on ECG signals. In this study, it is proposed to obtain a clean ECG signal by suppressing and eliminating 50 Hz network noise with a IIR notch filter design based on the modified artificial bee colony (MABC) algorithm. IIR notch filter parameters were selected by optimizing with the modified artificial bee colony (MABC) algorithm and the IIR notch filter was designed in this way. As a result of this study, it was understood that the noise on the ECG signal was cleared very well by looking at the difference between the signals. In addition, it was clearly seen that the IIR notch filter parameters were selected at the correct values by the modified artificial bee colony (MABC) algorithm.

Keywords: ECG signal, modified artificial bee colony (MABC) algorithm, IIR notch filter, network noise;

EKG İşareti Üzerindeki Şebeke Gürültüsünün Yok Edilmesi İçin Modifiye Yapay Arı Kolonisi (MABC) Algoritması Yardımıyla Çentik Filtre Tasarımı

Süreç

Geliş: 16/06/2024

Kabul: 23/06/2024

Öz

Şebeke gürültüsü, EKG sinyallerinin işlenmesinde ve ardından doğru analizinde zorluk çıkartan etkenlerin başında gelmektedir. Bu yüzden EKG sinyallerinin üzerindeki şebeke gürültüsünün giderilmesi için etkili filtre tasarımı gerçekleştirilmelidir. Bu çalışmada, modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritmasını temel alan IIR çentik filtre tasarımıyla, 50 Hz şebeke gürültüsünü bastırıp ortadan kaldırarak temiz bir EKG sinyali elde edilmesi önerilmiştir. IIR çentik filtre parametreleri, modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritmasıyla optimize edilerek seçilmiş ve IIR çentik filtre bu şekilde tasarlanmıştır. Bu çalışma sonucunda, EKG sinyalinin üzerindeki gürültünün çok iyi bir şekilde temizlendiği sinyaller arasındaki farka bakarak anlaşılmıştır. Ayrıca IIR çentik filtre parametrelerinin, modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritması tarafından doğru değerlerde seçildiği de açıkça görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: EKG sinyali, modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritması, IIR çentik filtre, şebeke gürültüsü;

^a 20229233015@cumhuriyet.edu.tr ^{ID} 0009-0005-9416-3509

^b skockanat@cumhuriyet.edu.tr

^{ID} 0000-0001-6415-0241

How to Cite: Çakır A, Koçkanat S (2024) Notch Filter Design with the Help of Modified Artificial Bee Colony (MABC) Algorithm to Eliminate Network Noise on the ECG Signal, Journal of Engineering Faculty, 2(2): 78-84

Giriş

Modern tıbbın gelişmesiyle birlikte elektrokardiyografi (EKG), elektroensefalografi (EEG) ve Elektromiyografi (EMG) gibi biyomedikal sinyallerin doğru analizi hastalık teşhisi ve diğer tüm sağlık ihtiyaçları çerçevesinde büyük önem kazanmıştır. Biyomedikal sinyallerin hastalık teşhisinde kullanılmak üzere doğru analizi için bu sinyallerin hassas şekilde filtrelenerek bozucu etkilerden arındırılması gerekmektedir. Biyomedikal sinyallerin filtrelenmesinde pek çok çeşitte filtre tasarımı uygulanmakla birlikte, her filtrenin kullanım alanı farklı olabilmektedir. Bu kullanım alanlarına göre filtre türü seçimi, seçilen filtrenin tasarımı ve yine bu seçilen filtrenin parametre optimizasyonu gerçekleştirilmektedir.

Elektrokardiyografi (EKG), kalp liflerinin kasılmasına ardından da gevşemesine neden olan iyonik akım akışını yansıtan zamanla değişen bir sinyaldir. EKG'nin tek bir normal döngüsü, her kalp atışında meydana gelen ardışık atriyal depolarizasyon/repolarizasyonu ve ventriküler depolarizasyon/repolarizasyonu temsil eder. Bunlar resim 1'de gösterildiği gibi P, Q, R, S ve T işaretli EKG dalga formunun tepe ve dip noktalarıyla yaklaşık olarak ilişkilendirilebilir [1].

Genel olarak sinyal işlemenin zengin bir geçmişi vardır ve önemi biyomedikal mühendisliği, akustik, sonar, radar, sismoloji, konuşma iletişimi, veri iletişimi, nükleer bilim ve daha birçok farklı alanda açıkça görülmektedir. Birçok uygulamada, örneğin; elektroensefalografi (EEG) ve elektrokardiyografi (EKG) analizinde veya konuşma işlemede, bazı karakteristik parametrelerin çıkarılması için kullanılabilir [2].

Biyomedikal sinyallerin gürültüden arındırılarak temiz bir sinyal haline dönüştürülmesi için yapılacak adımların sırası şu şekildedir; verilerin 50 Hz şebeke gürültüsünden kurtarılması için çentik filtreden geçirilmesi, örnek sayısı düşürülerek gereksiz frekans bileşenlerinin atılması, verilerin uygun analiz yöntemi için ön işlemden geçirilerek sınıflandırılması, sonuçların elde edilmesi ve raporlanmasıdır [3].

Elektrokardiyografi (EKG), kalp fonksiyonlarının incelenmesi sırasında kullanılan oldukça önemli bir sinyaldir. Bir biyomedikal sinyal olan EKG sinyali üzerindeki şebeke gürültüsü, farklı filtreleme yöntemleriyle giderilmektedir. Bu yöntemler arasında alçak geçiren filtre, yüksek geçiren filtre, bant geçiren filtre ve bant durduran (çentik) filtre bulunmaktadır.

EKG sinyalinin az gürültülü durumundaki filtre tasarımında, küçük bir pencere içinde yerel maksimumları arayan basit bir algoritma filtre katsayılarının belirlenmesinde yeterlidir. Gürültülü ve artefaktlı EKG'ler için daha karmaşık yöntemlerin kullanılması gerekli olabilir [4-5].

Çentik filtreler, belirli frekans bileşenlerinin ortadan kaldırılması gereken birçok uygulamada kullanışlıdır. Örneğin; enstrümantasyon ve kayıt sistemlerinde, 50

Hz'lik gürültü bileşenlerinin yok edilmesi ve enerji hatlarında 60 Hz'lik harmoniklerin ortadan kaldırılmasını gerektirir [6]. Çentik filtre, bazı ülkelerde 50 Hz bazı ülkelerde 60 Hz olan, güç hattı frekansından kaynaklanan paraziti azaltmak için tasarlanmaktadır.

Bir çentik filtre sistemi, genlik yanıtında bir çentiğe sahip olan sistemdir. Beklenebileceği gibi böyle bir yanıt, birim çember üzerine karmaşık-eşlenik bir sıfır çifti yerleştirilerek elde edilebilir. Böyle bir sistemin transfer fonksiyonu,

$$H_N(z) = \frac{z^2 - 2(\cos \psi)z + 1}{z^2 - 2r(\cos \theta)z + r^2} \quad (1)$$

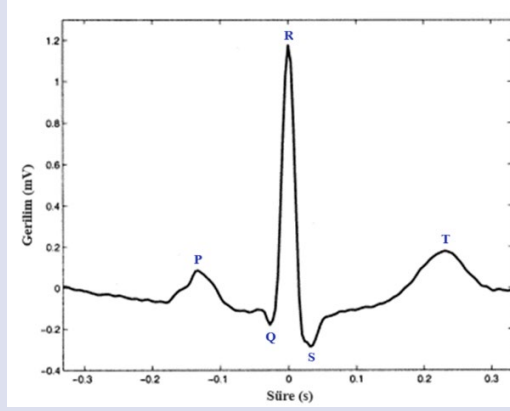
formunda gösterilmektedir [7].

Bir çentik filtrenin en önemli parametreleri arasında; derinlik, frekans, bant genişliği, ekleme kaybı, seçicilik, reddetme, grup gecikmesi, mekanik değerlendirme [8] sayılabilir.

Çentik filtrenin temel özellikleri arasında merkez frekans, bant genişliği ve derinlik bulunmaktadır. Merkez Frekans (Center Frequency), filtrenin en yüksek zayıflamayı sağladığı frekanstır [9]. Bant Genişliği (Bandwidth), çentik filtresinin etkili olduğu frekans aralığıdır [6]. Derinlik (Depth), belirli bir frekanstaki zayıflama derecesidir ve genellikle desibel (dB) cinsinden ifade edilir [10].

Çentik filtrenin gürültü azaltma, telekomünikasyon, tıbbi cihazlar, ses işleme, endüstriyel uygulamalar gibi kullanım alanları bulunmaktadır. Her uygulama alanında en etkili çentik filtrenin tasarlanması için değerleri ayrı ayrı optimize etmek gerekmektedir. Gürültü Azaltma, güç hattı gürültüsü gibi belirli frekanslarda oluşan parazitleri ortadan kaldırmak için kullanılır. Örneğin, 50 Hz veya 60 Hz frekansındaki güç hattı gürültüsünü bastırmak için çentik filtreler kullanılabilir [9]. Telekomünikasyonda, belirli kanal veya frekansların parazitini önlemek için çentik filtreler kullanılabilir. Bu, iletişim sinyallerinin temizlenmesine yardımcı olur [6]. Elektrokardiyografi (EKG) ve elektroensefalografi (EEG) gibi tıbbi cihazlarda, güç hattı gürültüsünü (50/60 Hz) filtrelemek için çentik filtreler kullanılır [11]. Ses işlemede, mikrofonlar veya hoparlörlerde belirli frekanslardaki istenmeyen sesleri (örneğin, geri besleme) azaltmak için çentik filtreler kullanılabilir [10]. Endüstriyel Uygulamalarda, makinelerdeki veya motorlardaki belirli frekanslardaki titreşimleri ve gürültüleri bastırmak için kullanılır [10].

Bu çalışmada, biyomedikal sinyallerin en sık kullanılanlarından biri olan EKG sinyalinin üzerindeki 50 Hz'lik şebeke gürültüsünü gidermek için çentik filtre tasarımı gerçekleştirilmiştir. Süzgeç tasarımında filtre katsayılarını optimize etmek amacı ile modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritması kullanılmıştır. Elde edilen filtre katsayıları kullanılarak bir çentik filtre tasarımı gerçekleştirilmiştir. 50 Hz şebeke gürültüsüyle kirlenmiş EKG sinyali çentik filtreye uygulanarak, filtrenin çıkışında şebeke gürültüsünden temizlenmiş bir EKG sinyali elde edilip filtre performansı incelenmiştir.



Resim 1. Normal bir insandan kaydedilen EKG'nin ortalama PQRST kompleksinin morfolojisi [1]
Figure 1. Morphology of the average PQRST complex of the ECG recorded from a normal person [1]

Modifiye ABC Algoritması

ABC algoritması, bal arılarının yaşam alanlarında yeni yiyecek arayışlarını popülasyon tabanlı olarak simüle eden bir akıllı sürü algoritmasıdır. Bu algoritmada bir arı kovani üç çeşit bal arısı ile modellenmiştir; işçi arılar, gözcü arılar ve kâşif arılar. Kısaca işçi arılar yeni besin kaynaklarının bulunduğu bölgeye gönderilir. Besin kaynaklarının nektar miktarı işçi arılar tarafından hesaplanır. Kovan çevrildikten sonra besin kaynağı bilgileri kovanda bekleyen gözcü arılarla paylaşılır. Gözcü arılar yeni besin kaynaklarını bu bilgilere göre seçerler. İşçi ve gözcü arıların görevleri sonunda kâşif arılar ortaya çıkar ve yeni yiyecek kaynaklarını rastgele seçerler. Böylece besin kaynaklarında arıcılık aşamalarının tamamı ardı ardına gerçekleşir [12].

ABC algoritmasının temel versiyonu, diğer metasezgisel algoritmalarla karşılaştırıldığında çok boyutlu ve çok modlu problemlerin çözümünde etkin ve doğru bir performans göstermektedir. ABC algoritmasının literatüre sunulmasının ardından, Akay ve Karaboğa tarafından kısıtlı ve diğer optimizasyon problemlerinde zayıf yakınsama oranının iyileştirilmesi için modifiye ABC (MABC) algoritması adı verilen yeni bir versiyon başarıyla önerilmiştir [13-14].

MABC algoritmasına ait kod aşağıdaki gibi gösterilmektedir.

1. **Begin**
2. Set control parameters and initialization solution population
3. Evaluation solutions
4. cycle = 1
5. **repeat**
6. Employed bees phase (With modified phase)
7. Calculate probabilities for onlookers
8. Onlooker bees phase
9. Scout bees phase
10. Memorize the best solution
11. cycle = cycle + 1
12. **until** cycle = maximum cycle number
13. **End**

Temel ABC algoritmasının pertürbasyon sürecinde yapılan bazı değişikliklerden sonra MABC algoritması, hem temel hem de hibrit test fonksiyonları için en son önerilmiş

algoritmalarla karşılaştırıldığında başarılı sonuçlar sunmaktadır. Temel ABC algoritmasından farklı olarak MABC algoritmasının dört kontrol parametresi vardır; koloni boyutu, limit, maksimum döngü sayısı ve değişiklik oranı. Özellikle temel ABC algoritmasından farklı olarak, değişiklik oranı, işçi ve gözcü arı aşamalarında yeni bir yiyecek kaynağının komşu kaynak konumunu kontrol etmekte ve MABC algoritmasına iyi bir yakınsama oranı kazandırmaktadır [12].

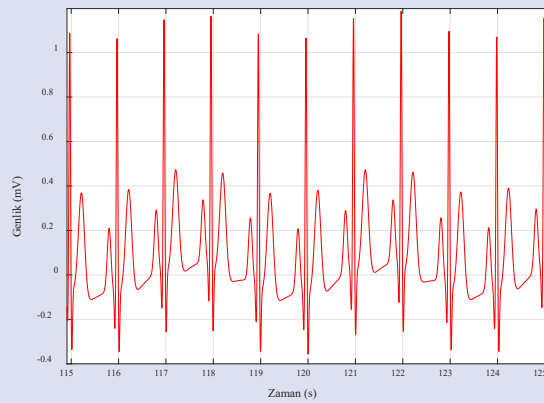
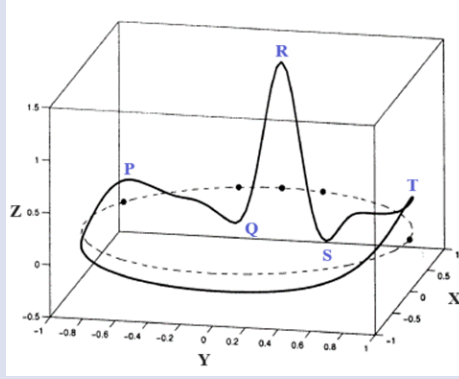
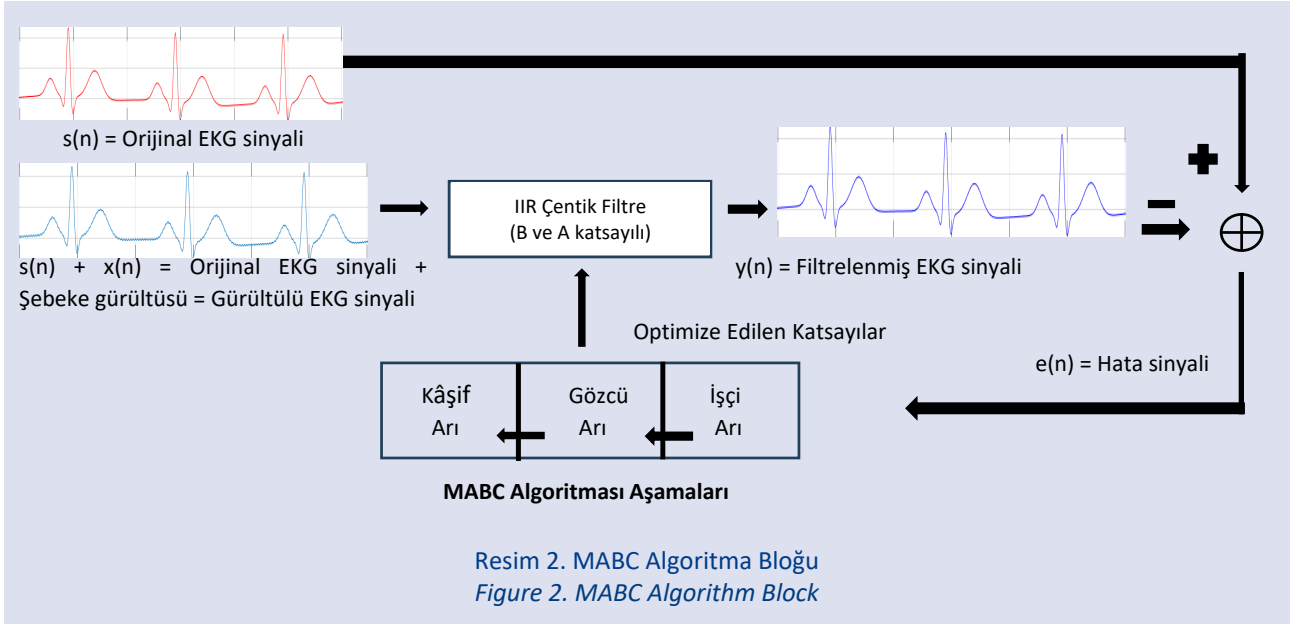
MABC Algoritması Kullanılarak Önerilen Çentik Filtre Tasarım Yaklaşımı

Çentik filtre tasarımında parametre değerlerini optimize eden modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritmasının çalışması sırasında izlenen adımlar önem arz etmektedir. Bu çalışma sırasında kullanılan MABC algoritmasına ait algoritma bloğu resim 2'de verilmiştir.

Blok diyagramdaki, $s(n)$ üretilen orijinal EKG sinyalini, $x(n)$ 50 Hz şebeke gürültüsünü, $s(n) + x(n)$ 50 Hz şebeke gürültüsüyle kirlenmiş sentetik EKG sinyalini, $y(n)$ MABC algoritması ile parametreleri optimize edilen IIR Çentik Filtre tarafından süzgeçten geçirilmiş ve 50 Hz şebeke gürültüsünden arındırılmış EKG sinyalini, $e(n)$ üretilen orijinal EKG sinyalinden süzgeçten geçirilmiş EKG sinyalinin çıkarılması sonucu elde edilen hata sinyalini ifade etmektedir.

Bulgular

Bu çalışmada, sentetik EKG sinyali üretilmesi aşamasında faydalanılmak üzere bir model kullanılmıştır. Kullanılan bu model, (x, y, z) koordinatlarına sahip üç boyutlu (3-B) durum uzayında bir yörünge oluşturur. EKG'nin yarı periyodikliği, yörüngeyi (x, y) düzlemindeki birim yarıçapın çekici bir sınır döngüsü etrafındaki hareketi ile yansıtılır. Bu daire üzerindeki her devir bir RR aralığı veya kalp atışına karşılık gelir. EKG'deki aralar arası varyasyon, yörüngeyi z yönündeki hareketi kullanılarak yeniden üretilir. EKG'deki P, Q, R, S ve T gibi farklı noktalar, z yönünde negatif ve pozitif çekicilere/iticilere karşılık gelen olaylarla tanımlanır. Bu olaylar Q_P , Q_Q , Q_R , Q_S ve Q_T tarafından verilen birim çember boyunca sabit açılarda yerleştirilir [15]. Bu model resim 3'te gösterilmektedir.

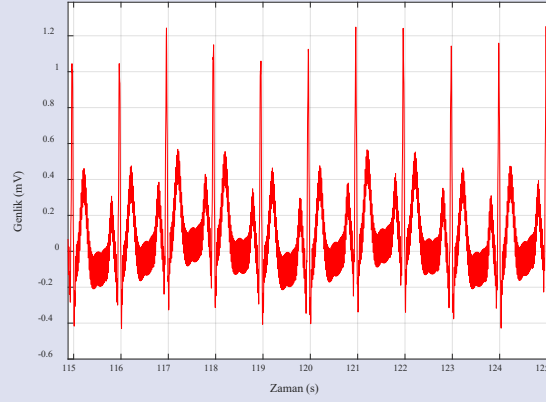


Sentetik olarak üretilen ve P dalgası, QRS kompleksi, T dalgası ve ST segmentine sahip olan EKG sinyalinin yapısal özellikleri arasında ortalaması sıfır, örnekleme frekansı 256 Hz, örnek sayısı 256, genliği -0.4 ile +1.2 mV değerleri bulunmaktadır. Sentetik olarak üretilen sinyalin ve diğer tüm

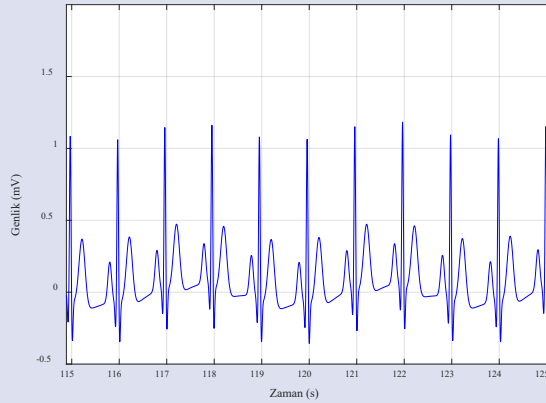
sinyallerin açık ve doğru bir şekilde incelenebilmesi için, yalnızca 115 ile 125 saniye aralığındaki sinyallerin grafiksel gösterimi kullanılmıştır. Üretilen EKG sinyali, şekil 4'te verilmiştir.

Elde edilen bu ham EKG sinyali üzerine 50 Hz şebeke gürültüsü eklenerek gürültülü EKG sinyali elde edilir. 50 Hz şebeke gürültüsüyle kirlenmiş EKG sinyali resim 5'teki gibidir.

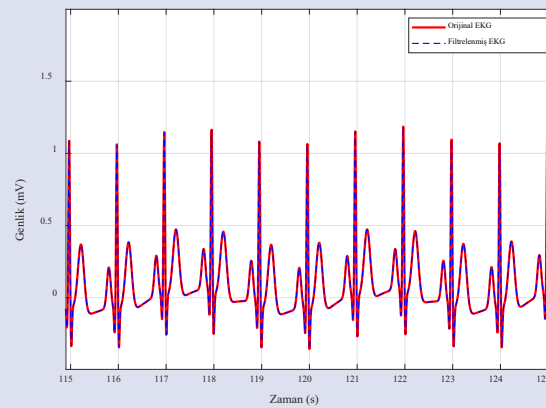
50 Hz şebeke gürültüsüyle kirlenmiş sinyali, MABC algoritması ile parametreleri optimize edilen IIR Çentik Filtreden geçirdikten sonra elde edilen filtrelenmiş temiz EKG sinyali resim 6'da gösterilmektedir.



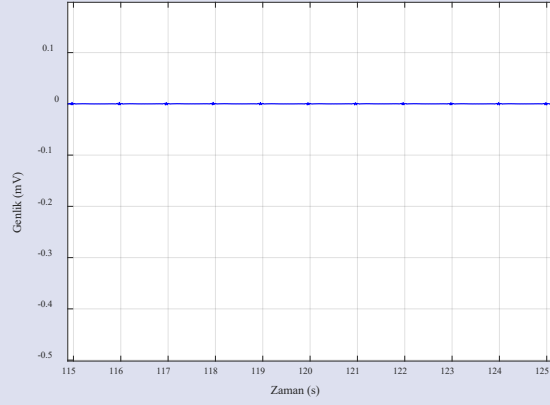
Resim 5. Gürültülü EKG sinyali (50 Hz şebeke gürültüsü eklenmiş EKG sinyali)
Figure 5. Noisy ECG signal (ECG signal with 50 Hz grid noise added)



Resim 6. MABC algoritması ile filtrelenmiş EKG sinyali
Figure 6. ECG signal filtered with MABC algorithm



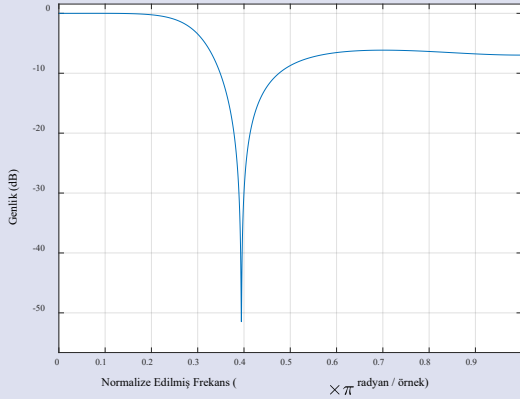
Resim 7. Orijinal ve filtrelenmiş EKG sinyali
Figure 7. Original and filtered ECG signal



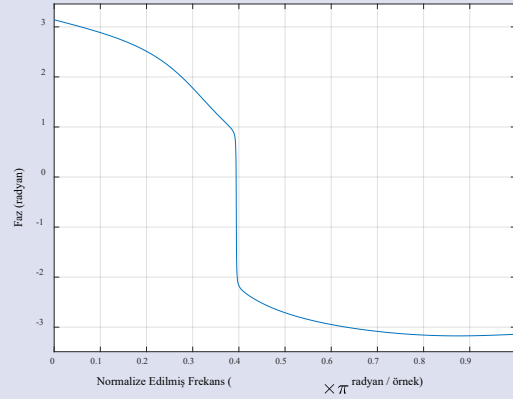
Resim 8. Hata sinyali
Figure 8. Error signal

Üretilen orijinal sentetik EKG sinyali ile filtrelenerek şebeke gürültüsünden arındırılan sinyal arasındaki farkın ne kadar az olduğunu görebilmemiz için, üretilen orijinal sentetik EKG sinyali ile filtrelenmiş EKG sinyali resim 7'de üst üste çizdirilerek gösterilmiştir.

Elde edilen hata sinyalinin oldukça küçük olması MABC algoritması tarafından tasarlanan IIR Çentik Filtre performansının iyi olduğunu göstermektedir. MABC algoritmasıyla tasarlanan IIR Çentik Filtresine ait genlik cevabı resim 9'da, faz cevabı resim 10'da gösterilmektedir.



Resim 9. Genlik cevabı (dB)
Figure 9. Magnitude response (dB)



Resim 10. Faz cevabı (dB)
Figure 10. Phase response (dB)

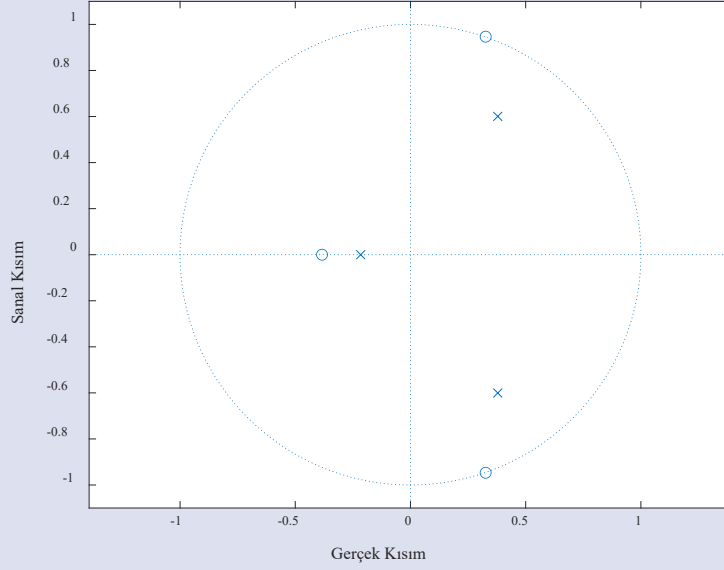
Optimize edilen IIR Çentik Filtreye ait katsayılar çizelge 1'de gösterilmektedir.

Tasarlanan IIR Çentik Filtrenin katsayılarına bağlı olarak çizilmiş birim çember resim 11'de gösterilmektedir.

Resim 11 incelendiğinde kutuplar ve sıfırlar birim çemberin içerisinde olduğundan, tasarlanan IIR çentik filtrenin kararlılığı açıkça görülmektedir.

B0	B1	B2	B3	A0	A1	A2	A3
-0.8271	0.0389	-0.5287	-0.4923	1.0000	0.2405	0.0605	0.5083

Çizelge 1. Katsayı parametreleri (B, A)
Table 1. Coefficient parameters (B, A)



Resim 11. Birim çember (Kutup-Sıfır)
Figure 11. Unit circle (Pole-Zero)

Birim çemberdeki kutup-sıfırların, birim çemberin içinde olması sistemin kararlı olduğunu göstermektedir.

Sonuç

Bu çalışmada, sentetik olarak üretilen EKG sinyaline daha önceki bölümlerde anlatıldığı üzere, önce 50 Hz şebeke gürültüsü eklenmiştir. Ardından bu şebeke gürültüsü modifiye yapay arı kolonisi (MABC) algoritması tarafından parametreleri optimize edilen IIR Çentik Filtre ile gürültüden arındırılmıştır. Daha sonra orijinal EKG sinyali ile filtrelenmiş EKG sinyali arasındaki fark iki ayrı şekilde gösterilmiştir. Çalışmada, 3. dereceden bir çentik filtre kullanılarak 50 Hz'lik şebeke gürültüsü, EKG sinyali üzerinden başarıyla arındırılmış ve temizlenmiş bir EKG sinyali elde edilmiştir. Sonraki çalışmalarda, EKG sinyali üzerindeki 50 Hz şebeke gürültüsünün MABC algoritması ile tasarlanan çentik filtre ile giderilmesinin yanı sıra, diğer girişim ve gürültülerin de giderilmesi adına bu çalışmanın kapsamı genişletilecektir.

Teşekkür

Çalışmamızı değerlendiren ve olumlu katkılarıyla, çalışmamızın daha iyi noktalara gelmesini sağlayan hakemlerimize teşekkür ederim.

Referanslar

- [1] McSharry PE, Clifford GD, Tarassenko L, Smith L. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 50(3): 289-294; March 2003.
- [2] Geeta Kadam, P.C.Bhaskar. Reduction of power line interference in ecg signal using fir filter. Ms. Geeta Kadam,

- Prof.P.C.Bhaskar /International Journal Of Computational Engineering Research / ISSN: 2250–3005
- [3] Taşkıran U., Temporomandibular eklem bozukluklarının belirlenmesinde sinyal işleme ve yapay zekâ teknikleri kullanılması, Doktora Tezi, sf. 45.
- [4] J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm. "IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, pp. 220-236, Mar. 1985.
- [5] D. T. Kaplan, "Simultaneous QORS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions," in Computers in Cardiology. Los Alamitos, CA: IEEE Comput. Soc. Press, 1991, pp.503-506.
- [6] Proakis, J. G., & Manolakis, D. G. (2006). Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications.
- [7] Andreas Antoniou, (2006). Digital Signal Processing. Signal, System and Filters.
- [8] [Artech House microwave library] Djurdj Budimir - Generalized filter design by computer optimization (1998, Artech House) - libgen.li
- [9] Haykin, S., & Van Veen, B. (2005). Signals and Systems.
- [10] Mitra, S. K. (2005). Digital Signal Processing: A Computer-Based Approach.
- [11] Oppenheim, A. V., & Schaffer, R. W. (1999). Discrete-Time Signal Processing.
- [12] Yasin Kabalcı, Serdar Koçkanat, Ersan Kabalcı. "Güç sistemi harmonik tahmin problemleri için değiştirilmiş bir ABC algoritması yaklaşımı"
- [13] D. Karaboğa, B. Akay, Kısıtlı optimizasyon problemleri için değiştirilmiş bir yapay arı kolonisi algoritması, Uyg. Yumuşak Bilgisayar. 11 (2011) 3021–3031.
- [14] B. Akay, D. Karaboğa, Gerçek parametre optimizasyonu için değiştirilmiş bir Yapay Arı Kolonisi algoritması, Inf. Bilim. 192 (2012) 120–142.
- [15] Patrick E. McSharry, Gari D. Clifford, Lionel Tarassenko, and Leonard A. Smith. A Dynamical Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals. (2003)