



## Design, analysis, and ECG subband processing application of new M-channel cosine modulated uniform filter banks based on exponential window family

Kemal Avci<sup>1\*</sup> , Eda Gümüşsoy<sup>2</sup> 

<sup>1</sup>Department of Electrical and Electronics Engineering, Izmir Democracy University, Izmir, 35140, Turkey

<sup>2</sup>Arcelik A.S., Bolu, 14020, Turkey

### Highlights:

- Design of new  $M$ -channel cosine modulated uniform filter banks with near perfect reconstruction
- Detailed and comparative performance analysis of the proposed design method
- Comparative performance analysis of the proposed design method on ECG subband processing application

### Keywords:

- Cosine modulated filter bank
- Near perfect reconstruction
- ECG subband processing
- Exponential window
- Kaiser window

### Article Info:

Research Article  
Received: 07.08.2018  
Accepted: 16.08.2019

### DOI:

10.17341/gazimmfd.451652

### Correspondence:

Author: Kemal Avci  
e-mail:  
kemal.avci@idu.edu.tr  
phone: +90 232 2601001

### Graphical/Tabular Abstract

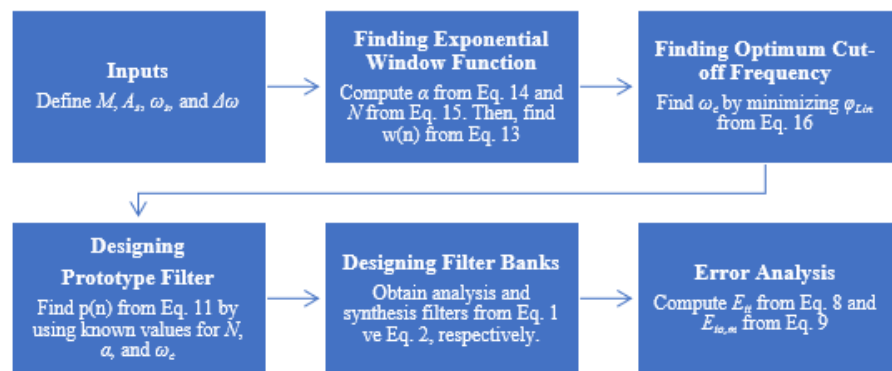


Figure A. Block diagram for the proposed method

**Purpose:** Amplitude and aliasing errors inherently occur in designing of  $M$ -channel cosine modulated filter banks. In this study, it is aimed to present a new design method for  $M$ -channel cosine modulated uniform filter banks to minimize these errors.

### Theory and Methods:

To design  $M$ -channel cosine modulated uniform filter banks, exponential window family having two adjustable parameters is used to obtain the prototype filter. To find the optimum cut-off frequency of the prototype filter, the optimization method proposed by Lin and Vaidyanathan to minimize the cost function is used. The performance of the proposed method is measured in terms of amplitude ( $E_{tt}$ ) and aliasing ( $E_{to,m}$ ) errors. To evaluate the performance of the designed method in ECG subband processing application, three parameters, namely PRD (Percent Root-mean-square Difference), MSE (Mean Square Error), and ME (Maximum Error) are used. Comparisons are performed with Kaiser window based Lin's method.

### Results:

The filter banks designed by the proposed method are first analyzed in terms of amplitude and aliasing errors for various channel number ( $M$ ), minimum stopband attenuation ( $A_s$ ), and filter length ( $N$ ). The results showed that to minimize the amplitude error, the filter length must be chosen according to the channel number and minimum stopband attenuation. For example, the minimum  $E_{tt}$  values for  $A_s = 100$  dB are obtained for the filter lengths  $31 \leq N \leq 47$  for  $M = 2$ ,  $53 \leq N \leq 71$  for  $M = 8$ ,  $185 \leq N \leq 301$  for  $M = 16$ , and  $385 \leq N \leq 601$  for  $M = 32$ . Also, it is observed that minimum aliasing errors are obtained when the minimum stopband attenuation becomes higher for a fixed filter length. Then, a comparative filter bank design example for  $M = 32$ ,  $A_s = 100$  dB, and  $N = 467$  is carried out and results showed the filter bank designed by the proposed method presents less amplitude and aliasing errors than the one designed by the Kaiser window based Lin's method. As for ECG subband processing application, the proposed method generally provided better results than Lin's method in terms of PRD, MSE, and ME.

### Conclusion:

A new method based on exponential window family is proposed to design  $M$ -channel cosine modulated filter banks. After extensive analysis, the filter banks designed by the proposed method are compared with the ones designed by Lin's method. It is concluded that the proposed method generally provides better results in terms of  $E_{tt}$  and  $E_{to,m}$ , and also in terms of PRD, MSE, and ME for ECG subband processing application.



## Üstel pencere ailesi tabanlı yeni M-kanallı kosinüs modüleli tekdüze süzgeç öbeklerinin tasarımı, analizi ve EKG altbant işleme uygulaması

Kemal Avcı<sup>1\*</sup>, Eda Gümüşsoy<sup>2</sup>

<sup>1</sup>İzmir Demokrasi Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Karabağlar, İzmir, 35140, Türkiye

<sup>2</sup>Arçelik AŞ Püfiriçi Cihazlar İşletmesi, Bolu, Türkiye

### Ö N E Ç İ K A N L A R

- Mükemmele yakın yeniden yapılandırılmalı yeni M-kanallı kosinüs modüleli tekdüze süzgeç öbekleri tasarımı
- Önerilen tasarım yönteminin ayrıntılı ve kıyaslamalı performans analizi
- Önerilen tasarım yönteminin EKG altbant işleme uygulamasındaki kıyaslamalı performans analizi

#### Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi  
Geliş: 07.08.2018  
Kabul: 16.08.2019

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.451652

#### Anahtar Kelimeler:

Kosinüs modüleli süzgeç öbeği,  
mükemmele yakın yeniden yapılandırılmalı,  
ekg altbant işleme,  
üstel pencere,  
kaiser penceresi

#### ÖZET

Bu çalışmada, mükemmele yakın yeniden yapılandırılmalı M-kanallı kosinüs modüleli tekdüze süzgeç öbeklerinin tasarımı için yeni bir yöntem sunulmaktadır. Önerilen bu yöntemde, süzgeç öbeklerinin prototip süzgeç tasarımı için üstel pencere kullanılmıştır. Önerilen sistemin performansı farklı kanal sayıları, minimum durdurma bandı zayıflatmaları ve süzgeç uzunlukları için tasarımlar yaparak genlik ve örtüşme hataları cinsinden analiz edilmiştir. Sonra, pratik tasarım örneği olarak, önerilen yöntem kullanarak ses kodlayıcılarında kullanılan süzgeç öbeğine yakın 32-kanallı ve 100 dB durdurma bandı zayıflatmasına sahip bir kosinüs modüleli süzgeç öbeği tasarlanmış ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle kıyaslanmıştır. Bununla birlikte, önerilen yöntem ve Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbekleri; farklı kanal sayıları, minimum durdurma bandı zayıflatmaları ve süzgeç uzunluklarında genlik ve örtüşme hataları cinsinden kıyaslanmıştır. Son olarak önerilen yöntem ve Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin farklı elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinin altbant işleme uygulamasındaki performansları incelenmiştir. Benzetim sonuçları, önerilen yöntemle oluşturulan süzgeç öbeklerinin hem genlik ve örtüşme hataları hem de EKG altbant işleme uygulaması performans değerlendirme parametreleri cinsinden Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbeklerine göre daha iyi performans sergileyebileceğini göstermiştir.

## Design, analysis, and ECG subband processing application of new M-channel cosine modulated uniform filter banks based on exponential window family

### H I G H L I G H T S

- Design of new M-channel cosine modulated uniform filters bank with near perfect reconstruction
- Detailed and comparative performance analysis of the proposed design method
- Comparative performance analysis of the proposed design method on ECG subband processing application

#### Article Info

Research Article  
Received: 07.08.2018  
Accepted: 16.08.2019

#### DOI:

10.17341/gazimmfd.451652

#### Keywords:

Cosine modulated filter bank,  
near perfect reconstruction,  
ecg subband processing,  
exponential window,  
kaiser window

#### ABSTRACT

In this study, a new method for the design of M-channel cosine modulated uniform filter banks with near perfect reconstruction is presented. In this proposed method, the exponential window is used for the design of prototype filter of the filter banks. Performance of the proposed system has been analyzed in terms of amplitude and aliasing errors by making designs for different channel numbers, minimum stopband attenuations, and filter lengths. Later, as a design example, a cosine modulated filter bank having 32-channel and a stopband attenuation with 100 dB is designed by using the proposed method and compared with Kaiser window based Lin's method. In addition, the filter banks designed by the proposed method and Lin's method are compared in terms of the amplitude and aliasing errors for different channel numbers, minimum stopband attenuations, and filter lengths. Finally, performances of the filter banks designed by the proposed method and Lin's method on subband processing application of various electrocardiogram (ECG) signals are investigated. Simulation results demonstrate that the filter banks designed by proposed method can exhibit better performance than the ones designed by Lin's method in terms of both amplitude and aliasing errors and performance evaluation parameters of ECG subband processing application.

\*Sorumlu Yazar/Corresponding Author: kemal.avci@idu.edu.tr, edagsoy@hotmail.com / Tel: +90 232 260 1001

## 1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Çoklu oranlı sayısal işaret işleme, belirli bir örnekleme hızına sahip bir sayısal işaretin farklı örnekleme hızlarında işlenmesini konu alan sayısal işaret işleme alanıdır. Çoklu oranlı işaret işleme teknikleri; haberleşme, imge işleme, sayısal ses ve multimedya gibi modern mühendisliğin birçok alanında geniş bir ölçekte kullanılmaktadır. Çoklu oranlı bir sistemin kullanılmasının getirdiği en önemli avantaj, hesaplama verimliliğinin sağlanmasıdır [1]. Bunun yanı sıra işaretlerin sayısal ortam içerisinde farklı örnekleme hızlarına dönüştürülmesine olanak sağlaması da çoklu oranlı sistemlerin kullanılmasının bir diğer önemli sebebidir.

Süzgeç öbekleri (veya bankaları), bir işaretin frekans bantlarına ayrıştırılması ve daha sonra bu bantlardan işaretin tekrar yapılandırılması amaçlı işaret işleme uygulamalarında sıklıkla kullanılan çoklu oranlı yapılar [2, 3]. Bu yapılar ses ve imge işaretlerinin albant kodlamasında, kablosuz haberleşme kanallarının denkleştirilmesinde, spektral analizde, gürültü arındırmada, uyarlanırlı işaret işlemede, konuşma şifrelemede ve EKG işaretlerinde kalp atım tespiti gibi haberleşme, biyomedikal ve görüntü işleme sistemlerinde yaygın kullanım alanı bulmuşlardır [3-6]. Süzgeç öbekleri, tekdüze ve tekdüze olmayan olarak iki sınıfta gruplandırılabilir. Tekdüze süzgeç öbeklerinde, tüm kanallardaki örnek azaltma ve örnek artırma oranları birbirine eşittir. Tekdüze olmayan süzgeç öbeklerinde ise kanallarda farklı oranlar kullanılmaktadır.

Yaklaşık 40 yıllık bir literatür geçmişine sahip süzgeç öbeklerinin temellerini, 1977 yılında Esteban ve Galand [7] atmıştır. Crochiere vd. [8] ses tayfının alt bantlarda ayrıştırılmasını önermesinden sonra, Esteban ve Galand bir ses işaretinin önce iki banda seyreltilerek ayrıştırılmasını ve sonra yapılandırılma aşamasında ayrıştırılan işaretlerin tekrar iki ile ara değerlendirilmesi işlemini önererek yeni bir sistem oluşturmuşlardır ve bu sisteme dördün ayna süzgeçleri (QMF-Quadrature Mirror Filters) ismini vermişlerdir. Daha sonra 1980 yılında Johnson [2] bu iki bantlı QMF öbeklerin tasarımını optimize etmek için optimizasyon kriteri tanımlamış ve Hooke-Jeaves algoritması ile bu problemi çözmüştür. Jain ve Crochiere [9] QMF süzgeçlerin tasarımını optimize etmek için zaman bölgesinde formüle ettikleri iteratif bir optimizasyon algoritması önermişlerdir. Nussbaumer [10] adına sözde-QMF dediği yapı ile karmaşıklığı azaltacak bir yöntemi tanıtmış ve çok kanallı bir yapıyı önermiştir. Benzer bir yaklaşımı bağımsız olarak Rothweiler [11] yapmış ve Estaban'ın 2-kanallı QMF yapısını  $M$ -kanallı olarak geliştirmiş, süzgeç öbeğinin gerçekleştirilmesi için gerekli hesaplama miktarını o zamanki mevcut yapılara göre %35 azaltmıştır. Nussbaumer ve Rothweiler'in çalışmalarından daha ayrıntılı olarak Chu [12] 2-kanallı sistemi  $M$ -kanallı olarak genelleştirmiş ve sistemin özelliklerini irdelemiştir. Kanallarda kullanılacak bant-geçiren süzgeçlerin alçak-geçiren süzgeçlerin dönüşümünden elde edilebileceğini, önerdiği yapıda süzgeç katsayılarının simetrik olması

zorunluluğu getirmesinin getirdiği avantajlardan bahsetmiştir. Mintzer [13] ile Smith ve Barnwell [14] 2-kanallı maksimum seyreltilmiş QMF yapıları için spektral ayrıştırma tabanlı tasarım yöntemi önermişlerdir. Bu yöntemde süzgeç öbeğinin analiz kısmındaki alçak geçiren ve yüksek geçiren süzgeçler, güç tamamlayıcı özelliğini sağlamaktadırlar. İki kanaldan daha yüksek sayıdaki kanala sahip güç tamamlayıcı süzgeç öbeklerinin tasarımı için Vaidyanathan [15] ile Vaidyanathan ve Hoang [16] doğrusal olmayan bir optimizasyon yöntemi önermişlerdir. Nyugen ve Vaidyanathan [17, 18] doğrusal fazlı mükemmel yapılandırılmış süzgeç öbekleri için elde edilen süzgeçlerin kalitesinin optimizasyon yönteminin başlangıç çözümüne bağlı olduğu doğrusal olmayan bir optimizasyon yöntemi önermişlerdir. Kurosawa vd. [19] ise doğrusal olmayan bir optimizasyon yöntemi kullanmadan basit bir yöntemle 2-kanallı doğrusal fazlı mükemmel yapılandırılmış süzgeç öbekleri için elde edilen süzgeçlerin nispeten daha iyi kalitede olduğu bir tasarım yöntemi sunmuşlardır.

$M$ -kanallı süzgeç öbeklerinin tasarlanmasındaki yöntemsel zorlukların aşılması ve daha iyi performans elde etmek amacıyla çeşitli yöntemler önerilmiş ve bu alandaki çalışmalar halen devam etmektedir. Tüm kanallardaki örnekleme oranlarının birbirine eşit olduğu tekdüze süzgeç öbekleri tasarımında, Nyugen'in [20] kısıtlı optimizasyon tabanlı prototip süzgeç tasarımı çalışması literatürde önemli bir yer tutmaktadır. Çünkü bu yöntemde sadece bir adet prototip süzgeç tasarlanmakta, süzgeç öbeğinde gerekli tüm analiz ve sentez süzgeçleri bu prototip süzgecin kosinüs modüleli versiyonları olarak elde edilmektedir. Tasarım kolaylığı ve verimliliği sebebiyle süzgeç öbekleri alanında çok önemli yere sahip kosinüs modüleli süzgeç öbeklerin tasarımı ile ilgili olarak literatürde doğrusal ve doğrusal olmayan optimizasyon tabanlı birçok yöntem önerilmiştir. Creusere ve Mitra [21], 1995 yılında Parks-McClellan algoritması kullanarak sözde QMF öbeklerindeki prototip süzgeçlerin tasarlanması için geçirme bandı kenar frekansının optimize edildiği bir doğrusal optimizasyon tabanlı yöntem önermişlerdir. Daha sonra, 1998 yılında Lin ve Vaidyanathan [22], daha basit bir amaç fonksiyonu ile geçirme bandı kenar frekansı yerine kesim frekansını optimize eden ve Kaiser penceresi tabanlı yöntemi önererek, daha iyi bir tasarım yöntemi geliştirmişlerdir. Bu çalışmayla birlikte pencereleme yöntemi tabanlı kosinüs modüleli süzgeç öbekleri tasarımı çalışmalarına olan ilgi artmıştır. 2006 yılında Jain vd. [23] Parzen-Cos6 pencere fonksiyonu tabanlı  $M$ -kanallı kosinüs modüleli sözde-QMF süzgeç öbeği tasarımı yöntemini önermişlerdir. Kaiser penceresi tabanlı yöntem ile kıyaslanım yapıldığı bu çalışmada, mükemmel yakın yeniden yapılandırma için yüksek dereceli süzgeçlerin kullanılması gerektiği sonucu bulunmuştur. 2007 yılında Bergen ve Antoniou [5], pencere fonksiyonu tabanlı kapalı formda bir algoritma ile  $M$ -kanallı süzgeç öbeği tasarım yöntemi sunmuş ve performans kıyaslaması için ultraspherical, Kaiser ve Saramaki pencerelerini kullanmıştır. 2009 yılında Datar vd. [24] Blackman penceresi tabanlı yöntemlerinde doğrusal bir

iteratif optimizasyon algoritması kullanarak yeniden yapılandırma hatasını minimumda tutmaya çalışmışlardır. Tasarım yöntemlerini 32-kanallı bir süzgeç öbeğinde uygulamışlardır. 2010 yılında Ogale ve Jain [6] cosh penceresi [25] tabanlı yöntemlerinde yerel arama optimizasyon algoritmasını kullanmış, ve önerdikleri tasarım yöntemini 8 ve 16-kanallı süzgeç öbeği tasarımında Kaiser penceresi ile kıyaslayarak uygulamışlardır. 2010 yılında Datar vd. [26], Kaiser penceresi tabanlı doğrusal arama optimizasyon algoritmasını kullanarak 32-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. Yine 2010 yılında Soni vd. [27] Parzen-Cos6 ve Papoulis-Cos4 pencere fonksiyonları kullanarak doğrusal bir optimizasyon algoritması ile 8, 16 ve 32-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. 2011 yılında Kumar vd. [28] yeni bir optimizasyon algoritması kullanarak Blackman, Chebyshev ve Kaiser gibi değişik pencereler ile 8, 16 ve 32-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. Singh ve Saxena [29], kendi önerdikleri yeni birleşimsel pencere ile 2-kanallı süzgeç öbeği tasarlamışlardır. 2012 yılında Ranjeet vd. [30] basit bir doğrusal optimizasyon algoritması kullanarak Kaiser penceresi tabanlı dalgacık süzgeç öbekleri tasarlamış ve EKG sıkıştırmasında kullanmışlardır. Singh ve Saxena [31], gradyan tabanlı optimizasyon algoritması kullanarak yeni önerdikleri birleşimsel pencere ile 8, 16 ve 32-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. 2013 yılında Datar vd. [32] gradyan tabanlı optimizasyon algoritması kullanarak dört pencereden oluşturulmuş süzgeç öbeklerini kıyaslamışlardır. Kumar vd. [33] farklı pencereler kullanarak tekdüze olmayan süzgeç öbekleri tasarlamış ve bunları EKG altbant kodlamasında kullanmışlardır. Ogale ve Jain [34] Kaiser penceresi tabanlı doğrusal bir optimizasyon algoritması kullanarak çarpansız süzgeç öbeği tasarımı yöntemi önermiş ve 8, 16 ve 32-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. Soni vd. [35] Kaiser, Chebyshev ve Parzen-Cos6 pencereleri kullanarak tekdüze olmayan 3 ve 4-kanallı süzgeç öbekleri tasarlamışlardır. Süzgeç öbeklerinin tasarımı ile ilgili çalışmalar son yıllarda da büyük bir ilgiyle devam etmektedir [36-52].

Kaiser penceresi tabanlı Lin optimizasyon yöntemi ile tasarlanan  $M$ -kanallı tekdüze süzgeç öbeklerinin performans açısından iyi sonuçlar verdiği literatürde gösterilmiştir [22]. Bu çalışmada, yeniden yapılandırma performans parametreleri olan genlik hatası ve örtüşme hatası cinsinden Kaiser penceresi tabanlı Lin optimizasyon yöntemine göre daha iyi yeniden yapılandırılmış kosinüs modüleli tekdüze süzgeç öbekleri tasarlanmasına olanak sağlayabilecek yeni bir süzgeç öbeği tasarım yönteminin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmanın yazarı tarafından güç seri açılımı barındırdığından görece yavaş hesaplanan [5, 25] Kaiser penceresine [53] göre herhangi bir seri açılım veya iterasyon barındırmadığından daha hızlı hesaplama avantajına sahip iki parametrelili üstel pencere önerilmiş [54] ve süzgeç tasarımında kullanılmıştır [55]. Üstel penceresinin önemli bir özelliği ise, tıpkı Kaiser penceresinde olduğu gibi süzgeç tasarım eşitliklerine sahip olmasıdır. Bu çalışmada, kosinüs modüleli süzgeç öbeği tasarımı için, Lin ve Vaidyanathan [22] tarafından önerilmiş olan kesim frekansını optimize eden hızlı ve basit bir amaç fonksiyonu

kullanarak üstel penceresine dayalı yeni bir yöntem önerilmektedir [56]. Lin optimizasyon yönteminin üstel pencereyle entegre edilmesiyle oluşturulacak bu yeni tasarım algoritmasının, önemli süzgeç öbeği uygulamalarından olan EKG altbant işleme uygulamasının Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle kıyaslamalı olarak performans analizinin yapılması bu çalışmanın bir diğer amacını oluşturmaktadır.

## 2. TEORİK METOT (THEORETICAL METHOD)

Bu bölümde öncelikle kosinüs modüleli tekdüze süzgeç öbeği yapısı ve bu tür bir yapıdaki yeniden yapılandırma konusu hakkında bilgiler verilecek, daha sonra ise önerilen süzgeç öbeği tasarım yöntemi tanıtılacaktır. Son olarak, EKG altbant işleme uygulamasında kullanılacak EKG verileri ve hata parametreleri hakkında bilgiler sunulacaktır.

### 2.1. Kosinüs Modüleli Süzgeç Öbeği ve Yeniden Yapılandırma

(Cosine Modulated Filter Bank and Reconstruction)

#### 2.1.1. Kosinüs modüleli süzgeç öbeği

(Cosine modulated filter bank)

$M$ -kanallı maksimum örnek seyreltilmiş bir tekdüze süzgeç öbeğinin genel yapısı Şekil 1'de görülmektedir. Analiz ve sentez kısımlarından oluşan süzgeç öbeğinde, öncelikle analiz kısmında yer alan analiz süzgeçleri giriş işaretinin,  $x(n)$ , frekans tayfını  $M$  sayısı kadar altbantlara ayırmaktadır. Sonra altbant işaretler analiz kısmında  $M$  oranında seyreltilerek daha az örneğe sahip duruma gelirler ki bu da depolama, iletim veya bir işaret işleme uygulaması için daha verimli bir altbant işleminin gerçekleşmesi anlamına gelmektedir. İşaretin yeniden yapılandırılması işleminin yapıldığı sentez kısmında ise ilk olarak altbant işaretlerin örnekleme oranları  $M$  oranında artırılarak giriş işaretinin örnekleme oranı değerine eşitlenmektedir. Sonra, örnek artırılmış bu altbant işaretler sentez süzgeçlerden geçirilerek yeniden yapılandırılmış işaret,  $y(n)$ , elde edilmektedir. Kosinüs modüleli süzgeç öbekleri,  $M$ -kanallı süzgeç öbeklerinin özel bir alt sınıfıdır. Kosinüs modüleli süzgeç öbeklerinde bulunan  $H_k(z)$  analiz süzgeçleri ve  $F_k(z)$  sentez süzgeçleri, bir prototip süzgecin katsayılarının modüle edilmesiyle elde edilebilirler. Prototip süzgecin dürtü yanıtı  $p(n)$  olarak ifade edilirse,  $N$  süzgeç uzunluğu ve  $M$  kanal sayısı olmak üzere  $0 \leq n \leq N-1$  ve  $0 \leq k \leq M-1$  aralıkları için analiz ve sentez süzgeçlerinin dürtü yanıtları Eş. 1 ve Eş. 2 ile bulunabilir [57].

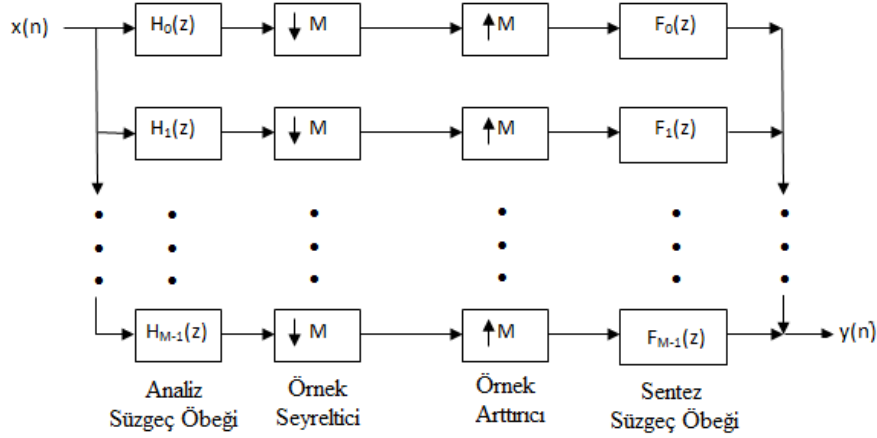
$$h_k(n) = 2p(n) \cos \left[ (2k+1) \frac{\pi}{2M} \left( n - \frac{N-1}{2} \right) + (-1)^k \frac{\pi}{4} \right] \quad (1)$$

$$f_k(n) = 2p(n) \cos \left[ (2k+1) \frac{\pi}{2M} \left( n - \frac{N-1}{2} \right) - (-1)^k \frac{\pi}{4} \right] \quad (2)$$

#### 2.1.2. Kosinüs modüleli süzgeç öbeklerinde yeniden yapılandırma

(Reconstruction for cosine modulated filter banks)

Kosinüs modüleli süzgeç öbekleri için Şekil 1'deki devrenin giriş ve çıkış işaretleri arasındaki ilişki, Eş. 3 ile



**Şekil 1.** M-kanallı maksimum örnek seyreltilmiş süzgeç öbeği (M-channel maximally decimated filter bank)

tanımlanmaktadır [4]. Burada  $Y(z)$ , yeniden yapılandırılmış işaretin,  $y(n)$ , z-dönüşümüdür.

$$Y(z) = T_0(z)X(z) + \sum_{i=1}^{M-1} T_i(z)X(zW_M^i) \quad (3)$$

Eş. 3'te  $W_M = e^{-j2\pi/M}$  olup,  $T_0(z)$  ve  $T_i(z)$  sırasıyla bozulma ve örtüşme transfer fonksiyonlarıdır ve bu fonksiyonlar Eş. 4 ve Eş. 5 ile tanımlanmaktadır.

$$T_0(z) = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} F_k(z)H_k(z) \quad (4)$$

$$T_i(z) = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} F_k(z)H_k(zW_M^i), \quad 1 \leq i \leq M-1 \text{ için} \quad (5)$$

Kosinüs modüleri süzgeç öbeklerinde yeniden yapılandırma, mükemmel ve mükemmel yakın olarak iki grupta sınıflandırılabilir [4]. Mükemmel yeniden yapılandırmada, çıkış işaretinin herhangi bir bozulmaya uğramaksızın sadece giriş işaretinin geciktirilmiş hali olması istenir. Fakat mükemmel yeniden yapılandırma yöntemlerinde; hesaplama karmaşıklığının fazla olması, yüksek durdurma bandı zayıflatma becerisine sahip süzgeç öbekleri tasarlanmanın oldukça zor olması ve bu tür yöntemlerde kullanılan optimizasyon tekniklerinin katsayılarıdaki değişime çok duyarlı olması [20] problemleri bulunmaktadır. Bu tür problemlerin olmayacağı düşük bozulmaya sahip mükemmel yakın yeniden yapılandırma süzgeç öbekleri, pratik kullanım anlamında yeterli işlevselliği sağlayacaklardır [20]. Sonlu uzunluklu süzgeçlerle, mükemmel yeniden yapılandırma şartlarını sağlayacak bir sistem tasarlamak mümkün değildir; fakat, mükemmel yakın yeniden yapılandırma şartlarını sağlayacak bir sistem tasarlamak mümkündür. Bunun için, bozulma fonksiyonu spektrumunun,  $T_0(e^{j\omega})$ , ve doğrusal fazlı alçak geçiren prototip süzgecin spektrumunun,  $P(e^{j\omega})$ , mümkün olduğunca Eş. 6 ve Eş. 7 ile tanımlanan [4, 22] ve mükemmel yakın yeniden yapılandırma şartları olarak bilinen iki şartı sağlaması gerekmektedir (Eğer eşitliklerde yaklaşık ( $\approx$ ) sembolü yerine (=) sembolü kullanılırsa, bu eşitlikler mükemmel yeniden yapılandırma şartları olarak adlandırılır).

$$|T_0(e^{j(\omega)})| = \left| \sum_{k=0}^{2M-1} P\left(e^{j(\omega - \frac{k\pi}{M})}\right) \right|^2 \approx 1, \quad 0 < \omega < \pi/M \text{ için} \quad (6)$$

$$|P(e^{j(\omega)})| \approx 0, \quad |\omega| > \pi/M \text{ için} \quad (7)$$

Bir süzgeç öbeğinde; faz, genlik ve örtüşme bozulması olarak üç çeşit hatayla karşılaşmaktadır. Faz bozulması, kosinüs modüleri süzgeç öbeklerinde doğrusal fazlı süzgeçler kullanılarak yok edilebilir. Dolayısıyla, kosinüs modüleri süzgeç öbeklerinde sadece genlik ve örtüşme bozulmalarından kaynaklı hatalarla karşılaşılır. Eş. 6'nın doğruluğu genlik hatasının bir ölçüsü olurken, Eş. 7'nin doğruluğu örtüşme hatasının bir ölçüsüdür.

Genlik ve örtüşme hataları, tasarlanan süzgeç öbeğinin yeniden yapılandırma kalitesi hakkında kıyaslama yapmamızı sağlamaktadır. Süzgeç öbekleri tasarımlarında; maksimum hatanın, minimum düzeyde olması amaçlanmaktadır. Bu çalışmada genlik hatasının ölçümü olarak, süzgeç öbeğinin tepeden tepeye hatasını veren  $E_{tt}$  parametresi kullanılacaktır. Örtüşme hatasının ölçümü için ise, süzgeç öbeğinin toplam örtüşme bozulmasının maksimum değerini veren  $E_{t\bar{o},m}$  parametresi kullanılacaktır.  $E_{tt}$  genlik hatası ve  $E_{t\bar{o},m}$  örtüşme hatası, sırasıyla Eş. 8 [58] ve Eş. 9 [32] eşitlikleriyle tanımlanmışlardır.

$$E_{tt} = \max_{\omega \in [0, \pi]} \{|T_0(e^{j\omega})|\} - \min_{\omega \in [0, \pi]} \{|T_0(e^{j\omega})|\} \quad (8)$$

$$E_{t\bar{o},m} = \max_{\omega \in [0, \pi]} \{|E_{t\bar{o}}(e^{j\omega})|\} \quad (9)$$

Eş. 9'da kullanılan toplam örtüşme hatası,  $E_{t\bar{o}}(e^{j\omega})$ , örtüşme transfer fonksiyonu,  $T_i(e^{j\omega})$ , cinsinden Eş. 10'da verilen eşitlik ile tanımlanmaktadır.

$$E_{t\bar{o}}(e^{j\omega}) = \sqrt{\sum_{i=1}^{M-1} |T_i(e^{j\omega})|^2} \quad (10)$$

## 2.2. Üstel Pencere Tabanlı Kosinüs Modüleli Süzgeç Öbeği Tasarımı

(Design of Exponential Window Based Cosine Modulated Filter Bank)

Süzgeç öbeğinde kullanılmak üzere oluşturulacak prototip süzgeç, Eş. 11 ile ifade edilen pencereleme kullanımlı Fourier seri yöntemi ile tasarlanabilir. Bu yöntemde,  $h_{id}(n)$ , ile gösterilen sonsuz uzunluktaki ideal süzgecin dürtü yanıtı,  $w(n)$  ile gösterilen  $N$  uzunluklu bir pencere fonksiyonu ile çarpılarak  $p(n)$  ile gösterilen  $N$  sonlu uzunluklu FIR sayısal süzgecin dürtü yanıtı elde edilir.

$$p(n) = w(n)h_{id}(n) \quad (11)$$

Açık geçiren bir süzgeç için  $h_{id}(n)$  fonksiyonu, kesme frekansı ( $\omega_c$ ) cinsinden Eş. 12'de verilen eşitlik ile tanımlanmaktadır.

$$h_{id}(n) = \frac{\sin(\omega_c(n-\frac{N}{2}))}{\pi(n-\frac{N}{2})}, \quad -\infty < n < \infty \text{ için} \quad (12)$$

Bu çalışmada,  $N$  uzunluklu prototip süzgeç tasarımı için Eş. 13 ile tanımlanan üstel pencere kullanılmıştır [54].

$$w_e(n) = \frac{e^{\alpha\sqrt{1-\left(\frac{2n}{N-1}\right)^2}}}{e^\alpha}, \quad -\frac{N-1}{2} \leq n \leq \frac{N-1}{2} \text{ için} \quad (13)$$

Burada  $\alpha$  ayarlanabilir bağımsız parametreyi ifade etmektedir. Sabit bir  $N$  pencere uzunluğu için  $\alpha$  parametresi ile çok sayıda pencere karakteristiği elde edilebilir. Üstel pencerenin sayısal süzgeç tasarımındaki ayrıntılı performansı Avcı ve Nacaroğlu [55] tarafından işlenmiştir. Dolayısıyla  $N$ ,  $\alpha$  ve  $\omega_c$  parametreleri ile üstel penceresi kullanarak bir prototip süzgeç tasarlanabilir. İstenilen minimum durdurma bandı zayıflatması ( $A_s$ ) miktarına göre, üstel pencere için  $\alpha$  parametresi  $20,8 \leq A_s \leq 120$  için Eş. 14'de verilen eşitlik ile belirlenebilir [55].

$$\alpha \approx 4,053 \times 10^{-6} A_s^3 - 1,11 \times 10^{-3} A_s^2 + 0,2161 \times 10^{-3} A_s - 4,047 \quad (14)$$

Ayrıca, bir diğer bilinmesi gereken parametre olan  $N$  süzgeç uzunluğu (veya  $N-1$  süzgeç derecesi), belirtilecek  $A_s$  miktarı ve süzgeç geçiş bandı genişliğine ( $\Delta\omega$ ) göre üstel pencereye ait süzgeç eşitliğinden bulunabilir. Örneğin,  $A_s \geq 50$  dB için üstel pencere ile tasarlanacak prototip süzgecin derecesi Eş. 15'den bulunabilir [55].

$$N - 1 \approx \frac{A_s - 6,54}{13,72 \Delta\omega / 2\pi} \quad (15)$$

Sonuç olarak,  $N$  ve  $\alpha$  değerleri bilinen üstel pencere ile prototip süzgeç tasarımı yapmak için sadece  $\omega_c$ 'yi bilmek yeterli olacaktır. Bu çalışmada, Eş. 16 ile tanımlanan ve Lin ve Vaidyanathan [22] tarafından önerilen amaç fonksiyonunun,  $\phi_{Lin}$ , minimize edilmesiyle kesim frekansı optimize edilerek aranılan  $\omega_c$  parametresi bulunacaktır.

$$\phi_{Lin} = \max_n |g(2Mn)|, \quad n \neq 0 \text{ için} \quad (16)$$

Eş. 16'daki  $g(n)$  fonksiyonu, Eş. 17'de prototip süzgeç cinsinden tanımlanmış  $G(e^{j\omega})$  süzgecin dürtü yanıtıdır [22].

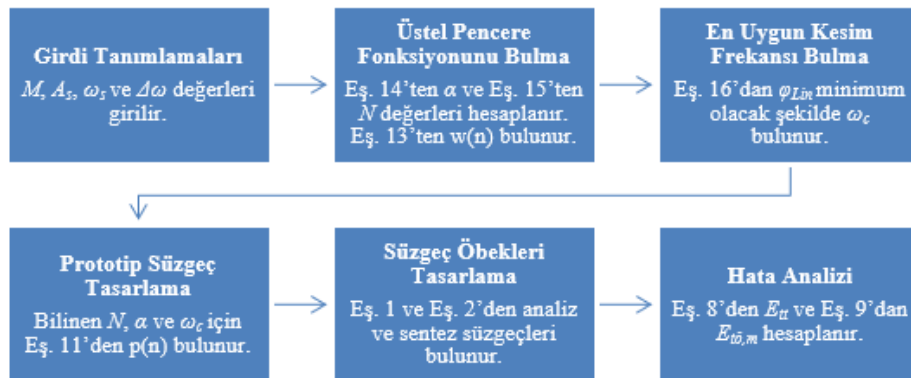
$$G(e^{j\omega}) = |P(e^{j\omega})|^2 \quad (17)$$

Dolayısıyla, en iyi prototip süzgeci bulmak için,  $\omega_c$  kesim frekansını ayarlayarak minimum  $\phi_{Lin}$  amaç fonksiyonu elde edilir. Benzeşim sonuçları,  $\phi_{Lin}$  amaç fonksiyonunun,  $\omega_c$ 'nin bir konveks fonksiyonu olduğunu ve çok iyi tasarımların elde edilebileceğini göstermektedir [22].

Bu çalışmada kosinüs modüleli süzgeç öbekleri tasarımı için önerilen yöntemin işlem basamakları Şekil 2'de gösterilmiştir.

### 2.3. EKG Altbant İşleme (ECG Subband Processing)

Süzgeç öbeklerinin EKG altbant işleme uygulaması [5], EKG verilerinin iyileştirilmesi ve sıkıştırılması [59,60] ile kalp atım tespiti ve sınıflandırılması [61] alanlarında literatürde önemli bir yer tuttuğundan dolayı bu çalışmanın uygulama konusu olarak ele alınmıştır. Bu kısımda, uygulamada giriş işaretleri olarak kullanılacak EKG verileri



Şekil 2. Önerilen tasarım yöntemin blok diyagramı (Block diagram of the proposed design method)

hakkında temel bilgiler ile süzgeç öbeklerinin uygulamadaki performans analizi için literatürde sıklıkla kullanılan değerlendirme parametrelerinin tanımları sunulacaktır.

### 2.3.1. EKG verileri (ECG data)

Bu çalışmada, tasarlanan süzgeç öbeklerin pratik işaretler üzerindeki etkisini gözlemlemek için EKG verileri kullanılacaktır. İşaret ayırıştırma ve yeniden yapılandırma işlemleri için kullanılacak EKG işaretleri, 360 Hz örnekleme frekansında kaydedilmiş olup MIT-BIH Arrhythmia veri tabanından alınmıştır [62, 63]. Tablo 1’de görüldüğü üzere iki erkek ve iki kadına ait dört adet EKG işareti kullanılacak olup, bunların ikisi normal diğer ikisi ise normal olmayan hastalara ait kayıtlardır.

**Tablo 1.** Bu çalışmada kullanılan EKG verileri (ECG data used in this study)

Veri tabanı	Kayıt	Cinsiyet	Yaş	Hasta durumu
MIT-BIH	106	Kadın	24	Normal
MIT-BIH	117	Erkek	69	Normal
MIT-BIH	217	Erkek	65	Normal değil
MIT-BIH	232	Kadın	76	Normal değil

### 2.3.2. Performans değerlendirme parametreleri (Performance evaluation parameters)

Tasarlanan süzgeç öbeklerinin işaretler üzerindeki performansını değerlendirmek için yüzde ortalama karekök farkı (PRD-Percent Root-mean-square Difference), ortalama kare hatası (MSE-Mean Square Error) ve maksimum hata (ME-Maximum Error) parametreleri kullanılacaktır.  $L$  parametresi EKG işaretindeki toplam örnek sayısı olmak üzere, bu üç parametre Eş. 18, Eş. 19 ve Eş. 20 olarak tanımlanmıştır [5, 64].

PRD

$$= \left\{ \frac{\text{Yapılandırma gürültüsünün enerjisi}}{\text{Giriş işaretinin enerjisi}} \right\}^{\frac{1}{2}} \cdot 100\% = \left\{ \frac{\sum_n [x(n) - y(n)]^2}{\sum_n [x(n)]^2} \right\}^{1/2} \cdot 100\% \quad (18)$$

$$MSE = \frac{1}{L} \sum_n |x(n) - y(n)|^2 \quad (19)$$

$$ME = \max |x(n) - y(n)| \quad (20)$$

EKG altbant işleme uygulamalarında, tasarlanan süzgeç öbeklerinin pratikte kullanılabilir kabul edildiği sınırları belirleyen çalışmalar literatürde mevcuttur. Örneğin, Jalaleddine vd. [64] 2-10% aralığındaki PRD değerlerin pratikte kabul edilebilecek değerler olarak değerlendirirken, Velasco vd. [65] ise yapılandırılmış işaretin orijinal işarete yakın kalması için PRD değerinin küçük olması gerektiği, o yüzden 0,5-5% arasında PRD değerlerinin uygun olduğunu ifade etmişlerdir. Zigel vd. [66] ise çalışmalarında 0-2% arası PRD değer sağlayan yöntemleri “çok iyi”, 2-9% arası PRD değeri sağlayan yöntemleri ise “iyi” kategorisinde değerlendirmişlerdir.

## 3. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR (RESULTS AND DISCUSSIONS)

Bu bölümde farklı kanal sayıları ve süzgeç uzunlukları için öncelikle önerilen yöntem tabanlı süzgeç öbeği tasarım örnekleri verilecek ve sonra tasarımlara ait geniş kapsamlı analiz sonuçları sunulacaktır. Daha sonra Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbekleriyle yine farklı kanal sayıları ve süzgeç uzunluklarında karşılaştırmalar yaparak önerilen yöntemin kıyaslamalı performansı gözlemlenecektir. Sonraki kısımda, bir süzgeç öbeği tasarım örneği üzerinden önerilen yöntem ile literatürdeki önemli süzgeç öbekleri tasarım yöntemlerinin performansı kıyaslanacaktır. Son olarak hem önerilen hem de Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin EKG işaretlerinin altbant işleme uygulamasındaki performansları kıyaslamalı olarak analiz edilecektir. Bu bölümdeki tüm tasarım, analiz ve uygulama işlemleri için Matlab 2017a (akademik versiyon) yazılımı kullanılmıştır.

### 3.1. Önerilen Yöntem Tabanlı Süzgeç Öbeği Tasarım Örnekleri

(Design Examples for Proposed Method Based Filter Bank)

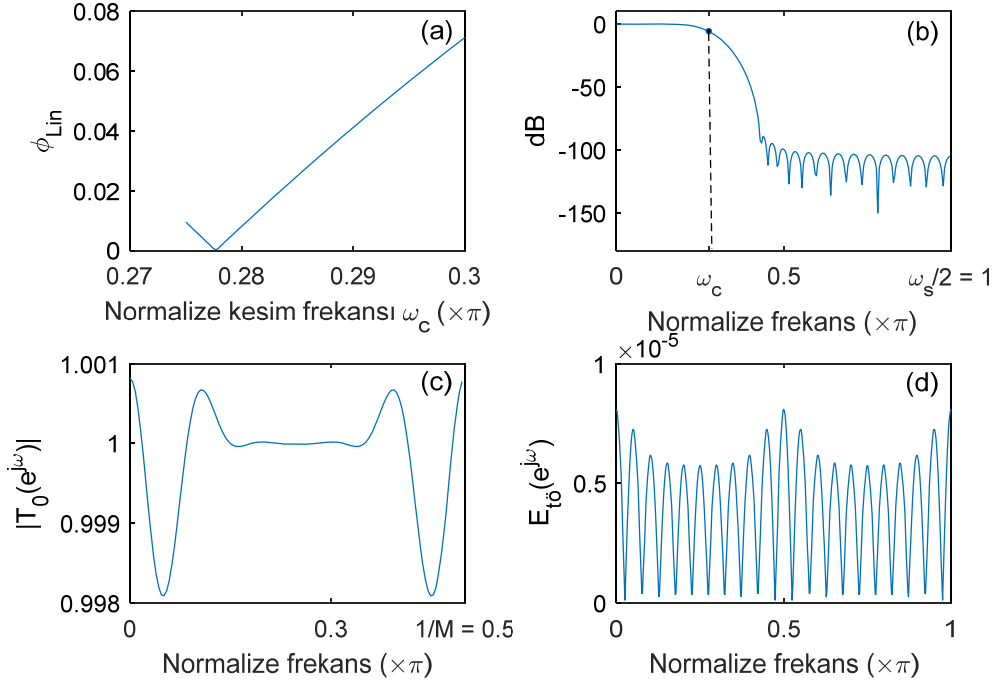
Bu kısımda,  $M = 2, 8, 16$  ve  $32$  kanal sayılarındaki dört adet kosinüs modüleli süzgeç öbeğinin önerilen yöntem ile tasarlanması ve tasarım sonucu elde edilen bulgular sunulmaktadır. Tasarım örneklerinde  $A_s = 90$  dB ve sırasıyla  $N = 41, 151, 301$  ve  $501$  süzgeç uzunlukları kullanılmıştır. Bu kısımdaki örneklerde, önerilen sistemin girdi parametrelerinden olan örnekleme frekansı  $\omega_s = 2\pi$  rad/s olarak seçilmiştir. Diğer girdi parametresi olan  $\Delta\omega$  ise bu kısımdaki girdi parametrelerinden  $A_s$  ve  $N$  değerlerine bağlı olarak Eş.15’ten hesaplanmaktadır.  $M = 2$  için elde edilen sonuçlar Şekil 3’te verilmiştir. Burada kesim frekansına göre amaç fonksiyonu (Şekil 3a), prototip süzgeç genlik yanıtı (Şekil 3b), ortalama genlik hatası (Şekil 3c) ve toplam örtüşme hatası (Şekil 3d) karakteristikleri verilmiştir.

Şekil 3’ten ve diğer  $M$  değerleri için elde edilen sayısal veriler Tablo 2’de özetlenmiş olup, görüldüğü üzere aynı  $A_s$  değeri için kanal sayısı arttığında daha yüksek uzunluklu süzgeç kullanımı gerektiğinden prototip süzgecin kesim frekansı küçülmektedir. Ayrıca, kanal sayısı arttığında örtüşme hatası ( $E_{\text{ö,m}}$ ) azalırken, genlik hatasında ( $E_n$ ) böyle doğrudan bir ilişkinin bulunmadığı sonucuna varılmıştır.

### 3.2. Önerilen Yöntem Tabanlı Süzgeç Öbeklerinin Genel Performans Analizi

(General Performance Analysis of Proposed Method Based Filter Banks)

Bu kısımda önerilen yöntemle tasarlanan  $2, 8, 16$  ve  $32$ -kanallı süzgeç öbeklerinin farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde genlik ve örtüşme hata analiz sonuçları (Şekil 4 ve Şekil 5) verilmiştir. Tüm analizlerde  $2$ -kanallı süzgeç öbekleri için  $N = 31$  ve  $71$  arası,  $8$ -kanallı süzgeç öbekleri için  $N = 31$  ve  $151$  arası,  $16$ -kanallı süzgeç öbekleri için  $N = 51$  ve  $301$  arası ve  $32$ -kanallı süzgeç öbekleri için  $N = 301$  ve  $601$  arası süzgeç uzunlukları ile  $A_s = 30$  dB ve  $100$  dB arası minimum



**Şekil 3.**  $M = 2$  ve  $A_s = 90$  dB için önerilen yöntemle tasarlanan süzgeç öbeği karakteristikleri a) amaç fonksiyonu b) prototip süzgeç genlik yanıtı c) ortalama genlik hatası d) toplam örtüşme hatası  
(Characteristics of filter bank designed by the proposed method for  $M = 2$  and  $A_s = 90$  dB a) Objective function b) amplitude response for prototype filter c) Mean amplitude error d) Total aliasing error)

**Tablo 2.** Farklı kanal sayılarında önerilen yöntemle tasarlanan süzgeç öbekleri için performans analizi  
(Performance analysis for filter banks designed by the proposed method at various filter lengths)

M	Süzgeç Parametreleri		Kıyaslama Parametreleri			
	$A_s$	N	$\varphi$	$\omega_c (\times \pi)$	$E_{tt}$	$E_{tö,m}$
2	90 dB	41	$2,958.10^{-4}$	0,2776	$2,731.10^{-3}$	$80,940.10^{-7}$
8	90 dB	151	$3,489.10^{-4}$	0,0699	$3,089.10^{-3}$	$14,624.10^{-7}$
16	90 dB	301	$3,489.10^{-4}$	0,0349	$3,089.10^{-3}$	$7,372.10^{-7}$
32	90 dB	501	$3,689.10^{-4}$	0,0178	$2,870.10^{-3}$	$1,419.10^{-7}$

durdurma bandı zayıflatma aralığı seçilmiştir. Şekil 4’te farklı  $A_s$  değerlerinde süzgeç uzunluğuna ( $N$ ) bağlı olarak verilen genlik hata analiz sonuçları, sabit bir  $N$  değerinde  $A_s$  değerindeki artışın  $E_{tt}$  değerinde azaltmaya neden olduğunu göstermektedir. Aynı sonuçlar, sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  değerindeki artışın  $E_{tt}$  değerinde kanal sayısına göre bazı  $A_s$  değerleri için azaltma, bazı  $A_s$  değerlerinde ise artmaya neden olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla, süzgeç öbeği tasarımında istenilen düşük  $E_{tt}$  değeri elde etmek için  $A_s$  ve  $N$  değerlerinin kanal sayısına bağlı olarak uygun bir şekilde seçilmesi gerekmektedir. Örneğin, Şekil 4’te verilen grafiklerden görüleceği üzere,  $A_s = 100$  dB zayıflatma miktarı için düşük  $E_{tt}$  değerlerinin;  $M = 2$  kanal için  $31 \leq N \leq 47$ ,  $M = 8$  kanal için  $53 \leq N \leq 71$ ,  $M = 16$  kanal için  $185 \leq N \leq 301$  ve  $M = 32$  kanal için  $385 \leq N \leq 601$  aralıklarında süzgeç uzunluğu seçerek elde edilebileceği sonucuna varılmıştır. Ayrıca,  $N$  değerindeki artışın her zaman daha düşük bir  $E_{tt}$  değeri sağlamadığı da Şekil 4’te, örneğin  $M = 2$  kanalı için  $N > 47$  uzunluklarında, görülmektedir.

Şekil 5’de verilen örtüşme hata analiz sonuçlarından sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  değeri arttığında,  $E_{tö,m}$  örtüşme hatasının genelde azaldığı görülmektedir. Benzer şekilde sabit yüksek  $N$  değerlerinde  $A_s$  değeri arttığında yine  $E_{tö,m}$  örtüşme hatasının genelde azaldığı görülmektedir.

### 3.3. Kaiser Penceresi Tabanlı Lin Yöntemiyle Tasarlanmış Süzgeç Öbekleriyle Kıyaslama

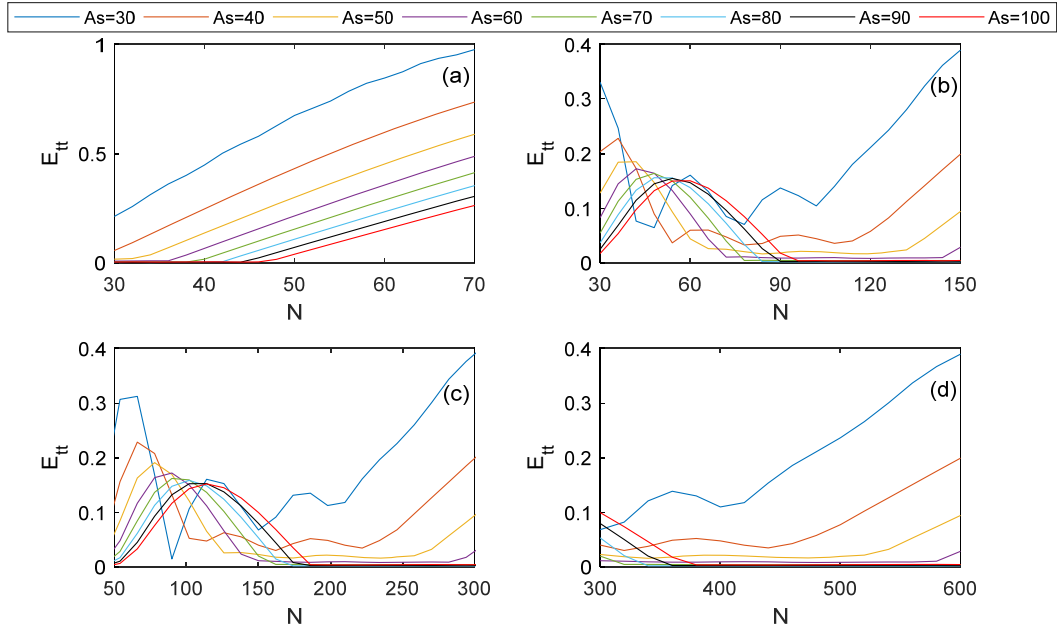
(Comparison with the Filter Banks Designed by Kaiser Window Based Lin’s Method)

#### 3.3.1. Süzgeç öbeği tasarım örneği kıyaslaması

(Comparison of filter bank design example)

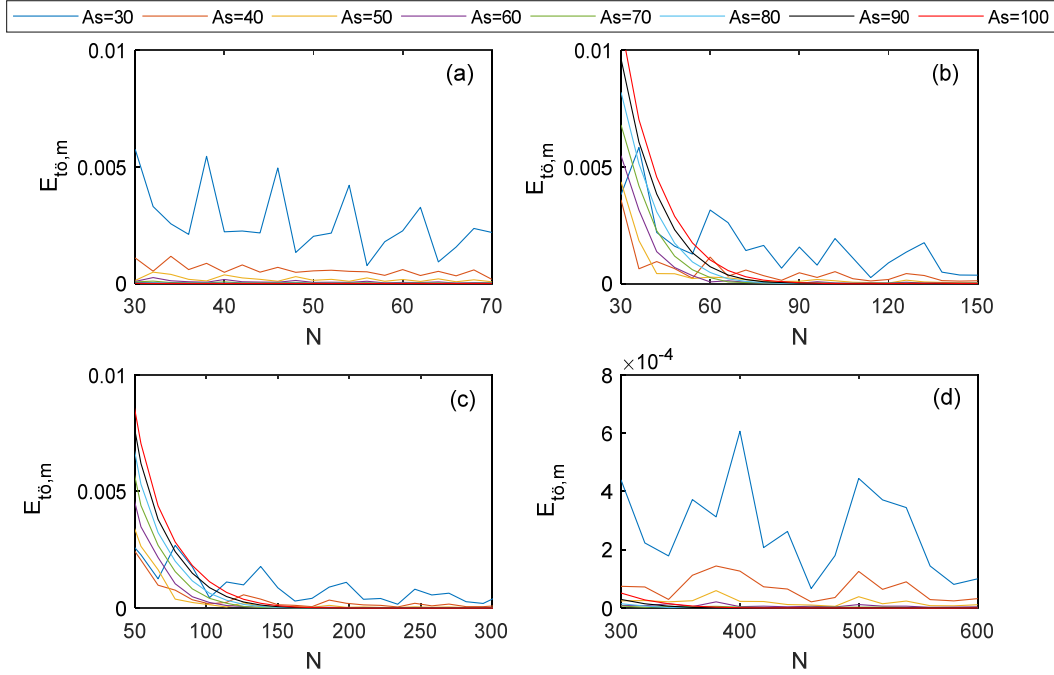
Bu kısımda, önerilen yöntemle, MPEG ses kodlayıcısında bulunan bir süzgeç öbeğinin özelliklerine benzer bir kosinüs modüleli süzgeç öbeği tasarlanacaktır. Bu süzgeç öbeği  $M = 32$  kanala sahip olup, yaklaşık olarak  $A_s = 100$  dB durdurma bandı zayıflatma miktarına sahiptir [22]. Dolayısıyla, örneğimizde  $A_s = 100$  dB seçilmiştir. Geçiş bandı genişliği





**Şekil 4.** Farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde önerilen yöntemle tasarlanan a) 2 b) 8 c) 16 ve d) 32-kanallı süzgeç öbeklerinde genlik hata analizi

(Amplitude error analysis for a) 2 b) 8 c) 16 and d) 32-channel filter banks designed by the proposed method at various  $A_s$  and  $N$ )



**Şekil 5.** Farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde önerilen yöntemle tasarlanan a) 2 b) 8 c) 16 ve d) 32-kanallı süzgeç öbeklerinde örtüşme hatası analizi

(Aliasing error analysis for a) 2 b) 8 c) 16 and d) 32-channel filter banks designed by the proposed method at various  $A_s$  and  $N$ )

ise  $\pi/2M'$ 'den biraz küçük olarak  $0,01406\pi$  olarak seçilmiştir. Prototip süzgecin derecesi ise 466 (yani 467 süzgeç uzunluğu) alınmıştır [22]. Benzeşim sonuçları Şekil 6'da verilmiştir. İlk olarak  $\phi_{L,m}$  amaç fonksiyonunun  $\omega_c$  kesim frekansına göre grafiği verilmiş olup (Şekil 6a), burada amaç fonksiyonunun kesim frekansının bir konveks fonksiyonu

olduğu ve  $\omega_c = 0,0181\pi$  olduğunda amaç fonksiyonunun minimum değere sahip olduğu görülmektedir. Sonra optimize edilmiş prototip süzgecin dB cinsinden genlik yanıtı verilmektedir (Şekil 6b). Aynı şekilde doğrusal ölçekte  $T(e^{j\omega})$  bozulma fonksiyonunun genlik yanıtı (Şekil 6c) ve toplam örtüşme bozulması grafiği (Şekil 6d)

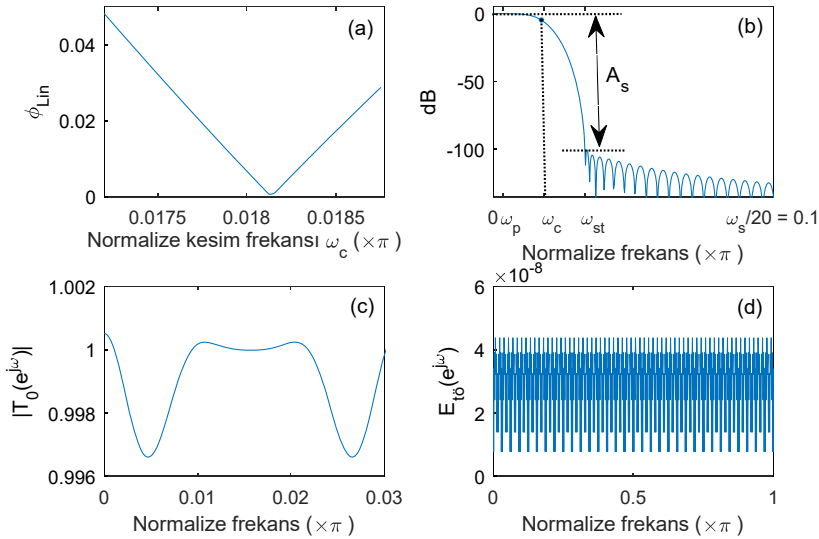
verilmektedir. Karşılaştırma amaçlı olarak, önerilen yöntem ile Kaiser tabanlı Lin yöntemi kullanarak tasarlanan süzgeç öbekleri, hata parametreleri ve kullanılan prototip süzgeci tasarlamak için geçen hesaplama zamanı cinsinden kıyaslanmıştır. Hesaplama zamanı farkı, yöntemlerde kullanılan pencere fonksiyonlarının yapısında güç seri açılımı veya iterasyon bulunup bulunmamasından kaynaklıdır. Aynı kanal sayısı, süzgeç uzunluğu ve minimum durdurma bandı zayıflatma parametreleri için benzeşim sonuçları Tablo 3’de sayısal değerler olarak verilmiştir. Sonuçlar, önerilen yöntemle tasarlanan süzgeç öbeğinin, Kaiser tabanlı Lin yöntemle tasarlanan süzgeç öbeğinden genlik ( $E_{it}$ ) ve örtüşme ( $E_{i\bar{o},m}$ ) hataları cinsinden daha iyi sonuçlar verdiğini, ayrıca önerilen yöntemin daha hızlı prototip süzgeç tasarımı gerçekleştirdiğini göstermektedir. Süzgeç öbeklerinde kullanılan prototip süzgeci tasarlamak için geçen hesaplama zamanı, 2,50 GHz hızında i7-6500U tipi bir işlemciye sahip bir dizüstü bilgisayarda Matlab R2017a yazılımında *tic* ve *toc* komutları kullanarak bulunmuştur. Her iki yöntemle ait süzgeç öbeği tasarım algoritmasında, iterasyon işlemi sadece kesim frekansı optimizasyonunda kullanılmakta ve seçilen adım büyüklüğüne bağlı bir işlemdir. Bu yüzden iki yöntem açısından optimizasyon yönteminden kaynaklı bir iterasyon sayısı farklılığı bulunmayacağından kıyaslamada iterasyon

sayısı kullanılmamıştır. Bu çalışmada [22] nolu kaynakçada yapıldığı gibi her iki yöntem 201 iterasyonla en iyi kesim frekansı değerini bulmaya çalışmaktadır.

3.3.2. Farklı kanal sayısı ve süzgeç uzunluğu için kıyaslama (Comparison for various channel number and filter length)

Bu kısımda, önerilen yöntem ile Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanan farklı kanal sayısındaki ( $M = 2, 8, 16$  ve  $32$ ) süzgeç öbeklerinin  $A_s = 60$  dB ve  $90$  dB için farklı  $N$  değerlerinde kıyaslaması  $E_{it}$  ve  $E_{i\bar{o},m}$  cinsinden yapılmış ve sonuçlar Şekil 7 ve Şekil 8’de sunulmuştur. Tüm analizlerde,  $M = 2$  için  $N = 31$  ve  $71$  arası,  $M = 8$  için  $N = 31$  ve  $151$  arası,  $M = 16$  için  $41$  ve  $301$  arası ve  $M = 32$  için  $N = 301$  ve  $601$  arası değerler kullanılmıştır.

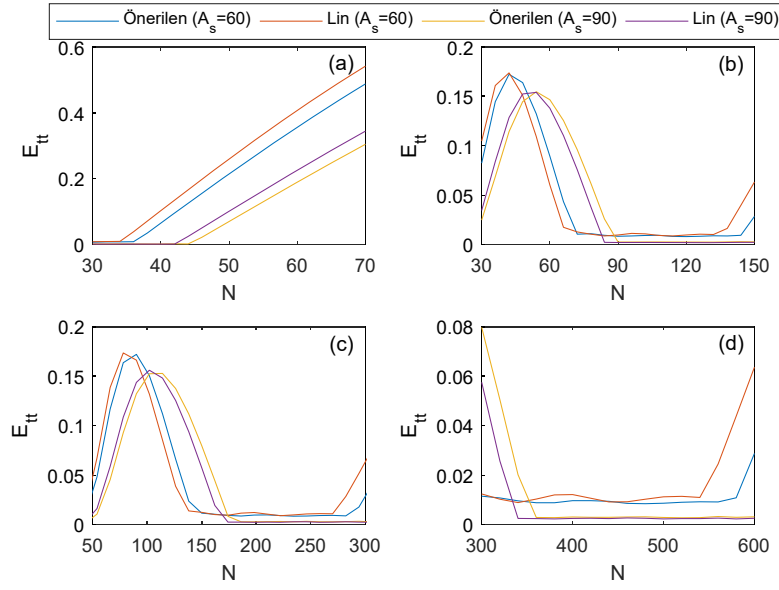
Şekil 7’de her bir kanal sayısı için sırasıyla  $A_s = 60$  dB ve  $A_s = 90$  dB için olmak üzere elde edilen  $E_{it}$  değerleri kıyaslamalı olarak verilmiştir. Sonuçlardan görüldüğü üzere her iki yöntemin birbirine göre üstünlüğünün olduğu süzgeç uzunluğu aralıkları bulunmaktadır. Örneğin  $M = 2$  ve  $A_s = 60$  dB için önerilen yöntemin belirgin bir üstünlüğü bulunurken,  $M = 32$  ve  $A_s = 90$  dB için ise Lin yöntemi daha iyi sonuçlar vermektedir. Şekil 7’de verilen benzeşim sonuçları, önerilen yöntemle tasarlanan süzgeç öbeklerinde



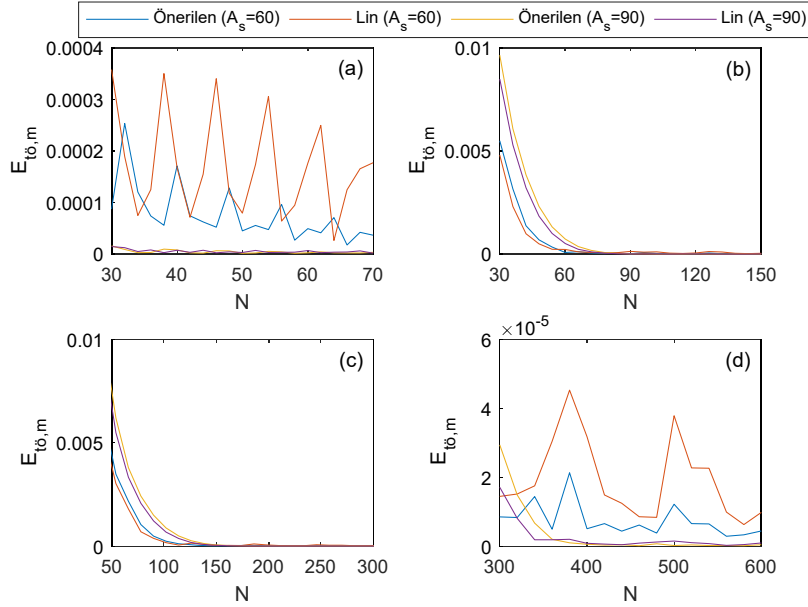
Şekil 6.  $M = 32$ ,  $A_s = 100$  dB ve  $N = 467$  için önerilen yöntemle elde edilen süzgeç öbeği karakteristikleri a) amaç fonksiyonu, b) prototip süzgeç genlik yanıtı, c) ortalama genlik hatası, d) toplam örtüşme hatası (Characteristics of filter bank designed by the proposed method for  $M = 32$ ,  $A_s = 100$  dB and  $N = 467$  a) Objective function b) amplitude response for prototype filter c) Mean amplitude error d) Total aliasing error)

Tablo 3.  $M = 32$ ,  $A_s = 100$  dB ve  $N = 467$  için önerilen yöntemle ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle oluşturulan süzgeç öbeklerinin performans kıyaslaması [56] (Performance comparison of filter banks designed by the proposed method and Kaiser window based Lin’s method for  $M = 32$ ,  $A_s = 100$  dB ve  $N = 467$ ) [56].

Tasarım Metodu	Kıyaslama Parametreleri				
	$\emptyset (x10^{-04})$	$\omega_c (x\pi)$	$E_{it} (x10^{-03})$	$E_{i\bar{o},m} (x10^{-7})$	Zaman (ms)
Önerilen	6,328	0,0181	3,9137	0,4375	34
Lin [22]	5,630	0,0180	3,9748	3,8647	56



**Şekil 7.** Farklı süzgeç uzunluğunda sırasıyla  $A_s = 60$  dB ve  $A_s = 90$  dB için önerilen yöntem ve Lin yöntemi ile tasarlanan süzgeç öbeklerinde genlik hatası kıyaslaması a)  $M = 2$ , b)  $M = 8$ , c)  $M = 16$  ve d)  $M = 32$   
(Amplitude error comparison for filter banks designed by the proposed method and Lin's method at various channel number and filter length for  $A_s = 60$  dB and  $A_s = 90$  dB, respectively a)  $M = 2$ , b)  $M = 8$ , c)  $M = 16$  ve d)  $M = 32$ )



**Şekil 8.** Farklı süzgeç uzunluğunda sırasıyla  $A_s = 60$  dB ve  $A_s = 90$  dB için önerilen yöntem ve Lin yöntemi ile tasarlanan süzgeç öbeklerinde örtüşme hatası kıyaslaması a)  $M = 2$ , b)  $M = 8$ , c)  $M = 16$  ve d)  $M = 32$   
(Aliasing error comparison for filter banks designed by the proposed method and Lin's method at various channel number and filter length for  $A_s = 60$  dB and  $A_s = 90$  dB, respectively a)  $M = 2$ , b)  $M = 8$ , c)  $M = 16$  ve d)  $M = 32$ )

düşük genlik hatası ( $E_n$ ) olması için kullanılan sayısal süzgeçlerde minimum durdurma bandı zayıflatmasının ( $A_s$ ) yüksek olması gerektiğini göstermiştir. Bu sonuç tutarlıdır, çünkü yüksek bir  $A_s$  değerine sahip bir sayısal süzgeç düşük salınımlı bir genlik spektrum karakteristiğine sahip olacaktır. Eş. 8 ile ifade edilen  $E_n$ , tanımı gereği Eş. 4 ile tanımlanan bozulma transfer fonksiyonuna, bu fonksiyonda Eş. 1 ve Eş. 2 ile gösterilen analiz ve sentez süzgeçlerine bağlıdır. Sonuç olarak, analiz ve sentez süzgeçlerin genlik spektrum

karakteristiğindeki düşük salınım karakteristiği (yani yüksek  $A_s$ ), düşük bir genlik hatası elde edilmesine sebep olmaktadır.

Şekil 7'de  $E_{tt}$  grafiklerindeki doğrusal ve doğrusal olmayan değişimlerin ikisinin de istenilen bir durum olmadığını vurgulamak gerekir. Bu değişimlerin nedeni, özel tasarım örmeğine ait Şekil 6c'de verilen grafikte de görüleceği üzere  $T_0(e^{j\omega})$  bozulma fonksiyonunda, yani prototip süzgeç ve

onun modüleli versiyonlarının doğrusal ölçekteki genlik yanıtlarının geçirme bandında oluşan istenmeyen salınımlardır. Şekil 8’de ise her bir kanal sayısı için sırasıyla  $A_s = 60$  dB ve  $A_s = 90$  dB için olmak üzere elde edilen  $E_{i\sigma,m}$  değerleri kıyaslamalı olarak verilmiştir. Şekillerde görüldüğü üzere yer yer Lin yönteminin de daha başarılı olduğu süzgeç uzunlukları olsa da genelde önerilen yöntem daha iyi sonuçlar vermektedir. Örneğin  $A_s = 90$  dB için  $M = 2$ ’de hemen hemen tüm uzunluklarda,  $M = 8$ ’de  $N > 95$  uzunluklarda,  $M = 16$ ’da  $N > 185$  uzunluklarda ve  $M = 32$ ’de  $N > 371$  uzunluklarda önerilen yöntem daha iyi sonuçlar sunmaktadır.

Şekil 8’de verilen benzeşim sonuçları, önerilen yöntemle tasarlanan süzgeç öbeklerinde düşük örtüşme hatası ( $E_{i\sigma,m}$ ) olması için kullanılan sayısal süzgeçlerde minimum durdurma bandı zayıflatmasının ( $A_s$ ) ve süzgeç uzunluğunun ( $N$ ) yüksek olması gerektiğini göstermiştir. Bu sonuç tutarlıdır, çünkü yüksek bir  $A_s$  değerine sahip bir sayısal süzgeç düşük salınımlı bir genlik spektrum karakteristiğine, yüksek bir  $N$  değerine sahip bir sayısal süzgeç dar bir geçiş bant genişliğine ( $\Delta\omega$ ) sahip olacaktır. Eş. 9 ile ifade edilen  $E_{i\sigma,m}$ , tanımı gereği Eş. 5 ile tanımlanan örtüşme transfer fonksiyonuna, bu fonksiyonda Eş. 1 ve Eş. 2 ile gösterilen analiz ve sentez süzgeçlerine bağlı olduğundan analiz ve sentez süzgeçlerin genlik spektrum karakteristiğindeki düşük salınım karakteristiği (yani yüksek  $A_s$ ) örtüşme transfer fonksiyonunu etkilemektedir. Sayısal süzgeçlerin dar geçiş bant genişliğine sahip olması ise süzgeç öbeklerindeki analiz ve sentez süzgeçlerin sahip olduğu frekans bantların birbirinden iyice ayrışması anlamına gelir ki bu da temelde süzgeç öbeklerinde kullanılan süzgeçlerin frekans bantlarındaki örtüşmelerin azalacağı anlamına gelir.

### 3.4. Literatürdeki Yöntemlerle Tasarlanmış Süzgeç Öbekleriyle Kıyaslama (Comparison with the Filter Banks Designed by the Methods in Literature)

Bu kısımda, önerilen yöntemin literatürde önerilmiş diğer yöntemlerle kıyaslaması için 32-kanal ve 100 dB minimum durdurma bandı zayıflatmasına sahip bir süzgeç öbeği tasarım örneği verilmiştir. Kullanılan süzgeç uzunlukları ile genlik ve örtüşme hata değerleri Tablo 4’te verilmiştir. Sonuçlar, önerilen yöntemin en düşük örtüşme hatasını sağladığını, Lin tabanlı Kaiser penceresine göre daha düşük genlik ve örtüşme hatası sağladığını, dolayısıyla çalışmanın

amacına uygun olarak Lin tabanlı Kaiser penceresine dayalı yönteme göre daha iyi bir yeniden yapılandırma performansı göstermiştir. Genlik hatası cinsinden en düşük hata oranını Creusere yöntemi vermiş olup (ayrıca en yüksek örtüşme hata oranını vermiştir), pencereleme tabanlı yöntem olarak ise Kaiser penceresi tabanlı Datar yöntemi en düşük hata oranını vermiştir.

### 3.5. EKG Altbant İşleme için Süzgeç Öbekleri Uygulaması (Filter Banks Application for ECG Subband Processing)

Bu kısımda,  $A_s = 60, 80$  ve  $100$  dB ve  $N = 31, 41, 51, 61, 71$  ve  $81$  değerlerinde önerilen yöntemle ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin EKG işaretleri işleme üzerindeki etkileri incelenecektir. Sayfa sınırlamasından dolayı sadece 2-kanallı süzgeç öbekleri incelenecektir. Giriş işareti olarak kullanılacak EKG işaretleri Şekil 9’da verilmiştir.

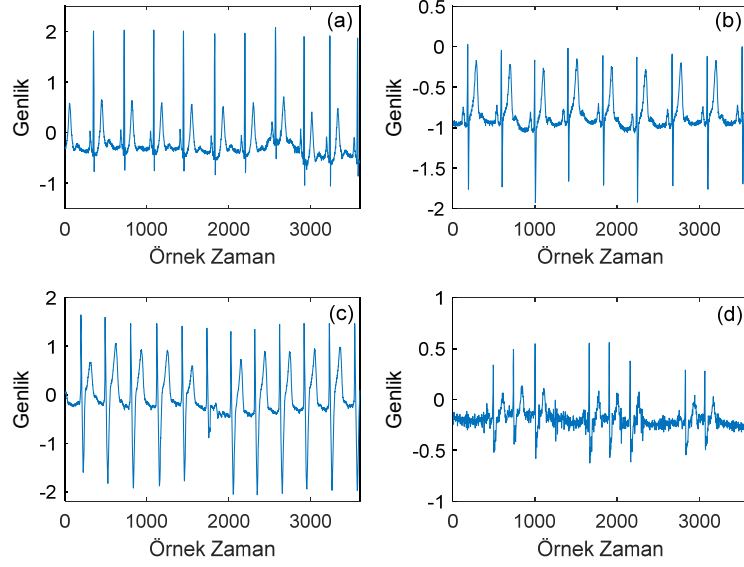
Özel örnek olarak 117 kayıt nolu EKG işareti,  $N = 61$  süzgeç uzunluğu ve  $A_s = 60$  dB minimum durdurma bandı zayıflatma miktarı için önerilen yöntemle tasarlanmış 2-kanallı kosinüs modüleli süzgeç öbeğine giriş işareti olarak verilsin. Bu durumda elde edilecek çıkış işareti ve giriş uygulanan orijinal işaret Şekil 10’da verilmiştir. Görüldüğü gibi sistem işaret üzerinde bir miktar bozunum yapmıştır.

Tasarlanan 2-kanallı süzgeç öbeklerinin 106, 117, 217 ve 232 kayıt nolu EKG işaretleri üzerindeki etkileri sırasıyla Tablo 5, Tablo 6, Tablo 7 ve Tablo 8’de verilmiştir.

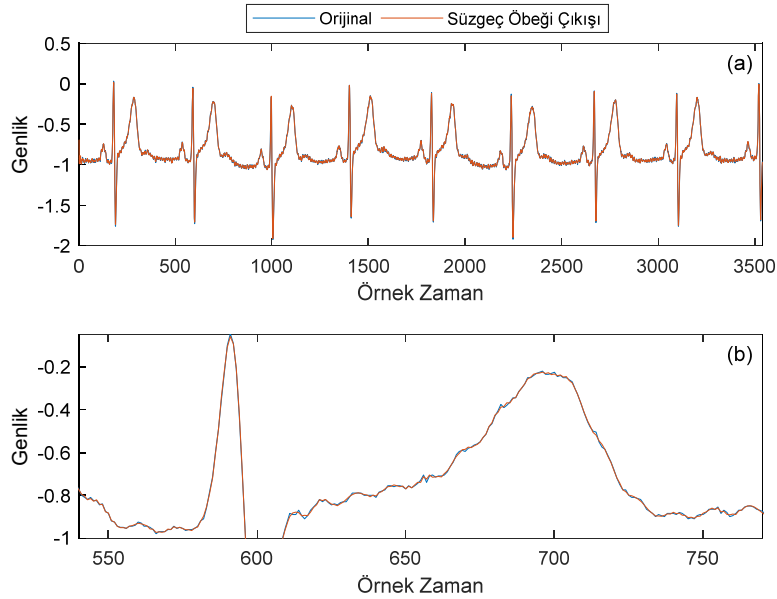
Tüm dört tabloda her iki yöntem için sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  uzunluğu arttığında, beklendiği üzere normalize geçiş bant genişliğinin ve kesim frekansının azaldığı; bununla birlikte PRD, MSE ve ME değerlerindeki değişimlerin farklı olduğu görülmektedir. Örneğin, Tablo 5 için PRD, MSE ve ME değerlerinin arttığı görülmektedir. Önerilen yöntem için en düşük PRD ( $0,075$ ), MSE ( $0,234 \times 10^{-9}$ ) ve ME ( $1,081 \times 10^{-3}$ ) değerleri  $A_s = 100$  dB ve  $N = 31$  için elde edilmiştir. Kaiser penceresi tabanlı Lin yönteminde ise en düşük PRD ( $0,077$ ), MSE ( $0,242 \times 10^{-9}$ ) ve ME ( $1,082 \times 10^{-3}$ ) değerleri  $A_s = 100$  dB ve  $N = 31$  için elde edilmiştir. Bu değerler ve Tablo 5’deki diğer değerler kıyaslandığında, önerilen yöntemin daha az hata verdiği sonucu çıkmaktadır. Tablo 6 için sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  uzunluğu arttığında, PRD, MSE ve ME değerlerinin yer yer değişmekle birlikte genelde

**Tablo 4.** Önerilen yöntem ve literatürdeki yöntemler ile oluşturulan süzgeç öbeklerinin performans kıyaslaması  
(Performance comparison of filter banks designed by the proposed method and the methods in literature).

Yöntem	Pencere	M	$A_s$	N	$E_{tt}$	$E_{ört}$
Creusere [21]	-	32	100	439	$1,128 \times 10^{-3}$	$6,13 \times 10^{-7}$
Roldan [67]	-	32	100	439	$3,06 \times 10^{-3}$	$1,85 \times 10^{-7}$
Datar [32]	Kaiser	32	100	437	$2,49 \times 10^{-3}$	$2,78 \times 10^{-7}$
Datar [32]	Saramaki	32	100	439	$2,56 \times 10^{-3}$	$2,53 \times 10^{-7}$
Bergen [5]	Kaiser	32	100	439	$3,40 \times 10^{-3}$	$1,84 \times 10^{-7}$
Bergen [5]	Saramaki	32	100	438	$3,90 \times 10^{-3}$	$1,85 \times 10^{-7}$
Lin [22]	Kaiser	32	100	437	$3,91 \times 10^{-3}$	$2,76 \times 10^{-7}$
Önerilen	Üstel	32	100	437	$3,88 \times 10^{-3}$	$1,61 \times 10^{-7}$



**Şekil 9.** MIT-BIH Arrhythmia veritabanındaki a) 106, b) 117, c) 217 ve d) 232 kayıt nolu EKG işaretleri (ECG signals a) record-106 b) record-117 c) record 217, and d) record-232 at MIT-BIH Arrhythmia database)



**Şekil 10.** a)  $A_s = 60$  dB ve  $N = 61$  için önerilen yöntemle tasarlanan 2-kanallı süzgeç öbeğine uygulanan 117 kayıt nolu EKG giriş işareti ve elde edilen çıkış işareti b) Büyütülmüş grafik (The ECG record-117 input signal applied to 2-channel filter bank designed by the proposed method for  $A_s = 60$  dB and  $N = 61$  and the obtained output signal b) Enlarged figure)

arttığı görülmektedir. Önerilen yöntem için en düşük PRD (%0,0099), MSE ( $0,749 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $2,306 \times 10^{-4}$ ) değerleri  $A_s = 60$  dB ve  $N = 31$  için elde edilmiştir. Kaiser penceresi tabanlı Lin yönteminde ise en düşük PRD (%0,0099), MSE ( $0,755 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $2,308 \times 10^{-4}$ ) değerleri farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde elde edilmiştir. Bu değerler ve Tablo 6'daki diğer değerler kıyaslandığında, önerilen yöntemin daha az hata verdiği sonucu çıkmaktadır. Tablo 7 için sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  uzunluğu arttığında, PRD ve MSE değerlerinin genelde arttığı, ME değerinin ise

genelde azaldığı görülmektedir. Önerilen yöntem için en düşük PRD (%0,0407), MSE ( $5,928 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $2,157 \times 10^{-4}$ ) değerleri farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde elde edilmiştir. Kaiser penceresi tabanlı Lin yönteminde ise en düşük PRD (%0,0408), MSE ( $5,950 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $2,145 \times 10^{-4}$ ) değerleri yine farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde elde edilmiştir. Bu değerler ve Tablo 7'deki diğer değerler kıyaslandığında, önerilen yöntemin ME'nin bazı değerleri için hariç genelde daha az hata verdiği sonucu çıkmaktadır. Tablo 8 için sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  uzunluğu arttığında, PRD ve MSE

değerlerinin genelde arttığı, ME değerinin ise genelde azaldığı görülmektedir. Önerilen yöntem için en düşük PRD ( $0,392 \times 10^{-1}$ ), MSE ( $0,786 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $0,617 \times 10^{-4}$ ) değerleri farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde elde edilmiştir. Kaiser penceresi tabanlı Lin yönteminde ise en düşük PRD ( $0,392 \times 10^{-1}$ ), MSE ( $0,786 \times 10^{-10}$ ) ve ME ( $0,616 \times 10^{-4}$ ) değerleri

farklı  $A_s$  ve  $N$  değerlerinde elde edilmiştir. Bu değerler ve diğer Tablo 8'deki değerler kıyaslandığında, önerilen yöntemin aynı  $A_s$  ve  $N$  değerleri için genel anlamda daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmektedir. Tablo 5, 6, 7 ve 8'de verilen hata değerleri incelendiğinde; hata değerlerinin genelde  $N$  değerlerinin artmasına paralel olarak artış

**Tablo 5.** 2-kanallı önerilen ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemleriyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin 106 kayıt nolu EKG üzerindeki etkisi (Effects of 2-channel filter banks designed by the proposed and Kaiser window based Lin's methods on ECG record-106)

Üstel Penceresi Tabanlı Önerilen Yöntem							Kaiser Penceresi Tabanlı Lin Yöntemi					
As	N	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, %	MSE ( $\times 10^{-9}$ )	ME ( $\times 10^{-3}$ )	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, %	MSE ( $\times 10^{-9}$ )	ME ( $\times 10^{-3}$ )	
60	31	0,130	0,280	0,082	0,280	1,085	0,121	0,278	0,084	0,289	1,086	
60	41	0,097	0,272	0,087	0,310	1,088	0,091	0,271	0,088	0,314	1,088	
60	51	0,078	0,268	0,090	0,331	1,089	0,072	0,267	0,090	0,334	1,090	
60	61	0,065	0,265	0,091	0,342	1,090	0,060	0,264	0,092	0,346	1,091	
60	71	0,056	0,262	0,093	0,352	1,091	0,052	0,261	0,093	0,355	1,091	
60	81	0,049	0,261	0,094	0,360	1,091	0,045	0,261	0,094	0,360	1,092	
80	31	0,179	0,284	0,079	0,255	1,083	0,167	0,282	0,080	0,264	1,084	
80	41	0,134	0,276	0,084	0,291	1,086	0,125	0,275	0,085	0,298	1,087	
80	51	0,107	0,271	0,088	0,315	1,088	0,100	0,269	0,089	0,322	1,089	
80	61	0,089	0,268	0,090	0,330	1,089	0,084	0,267	0,090	0,334	1,090	
80	71	0,077	0,265	0,091	0,342	1,090	0,072	0,264	0,092	0,345	1,090	
80	81	0,067	0,263	0,092	0,350	1,091	0,063	0,262	0,093	0,353	1,091	
100	31	0,227	0,289	0,075	0,234	1,081	0,214	0,287	0,077	0,242	1,082	
100	41	0,170	0,279	0,082	0,276	1,085	0,160	0,278	0,083	0,282	1,086	
100	51	0,136	0,274	0,086	0,302	1,087	0,128	0,272	0,087	0,310	1,088	
100	61	0,114	0,269	0,089	0,322	1,089	0,107	0,268	0,089	0,326	1,089	
100	71	0,097	0,267	0,090	0,334	1,090	0,092	0,266	0,091	0,338	1,090	
100	81	0,085	0,265	0,091	0,343	1,090	0,080	0,264	0,092	0,346	1,091	

**Tablo 6.** 2-kanallı önerilen ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemleriyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin 117 kayıt nolu EKG üzerindeki etkisi (Effects of 2-channel filter banks designed by the proposed and Kaiser window based Lin's methods on ECG record-117)

Üstel Penceresi Tabanlı Önerilen Yöntem							Kaiser Penceresi Tabanlı Lin Yöntemi					
As	N	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )	
60	31	0,130	0,280	0,099	0,749	2,306	0,121	0,278	0,099	0,758	2,308	
60	41	0,097	0,272	0,100	0,768	2,310	0,091	0,271	0,100	0,772	2,308	
60	51	0,078	0,268	0,101	0,781	2,319	0,072	0,267	0,101	0,781	2,315	
60	61	0,065	0,265	0,101	0,787	2,316	0,060	0,264	0,101	0,794	2,319	
60	71	0,056	0,262	0,102	0,797	2,322	0,052	0,261	0,102	0,804	2,323	
60	81	0,049	0,261	0,102	0,804	2,328	0,045	0,261	0,102	0,803	2,321	
80	31	0,179	0,284	0,099	0,761	2,314	0,167	0,282	0,099	0,757	2,313	
80	41	0,134	0,276	0,099	0,756	2,309	0,125	0,275	0,099	0,760	2,312	
80	51	0,107	0,271	0,100	0,768	2,313	0,100	0,269	0,100	0,775	2,319	
80	61	0,089	0,268	0,100	0,779	2,315	0,084	0,267	0,101	0,781	2,315	
80	71	0,077	0,265	0,101	0,786	2,318	0,072	0,264	0,101	0,790	2,319	
80	81	0,067	0,263	0,101	0,792	2,319	0,063	0,262	0,102	0,795	2,321	
100	31	0,227	0,289	0,101	0,781	2,316	0,214	0,287	0,100	0,771	2,315	
100	41	0,170	0,279	0,099	0,758	2,315	0,160	0,278	0,099	0,755	2,311	
100	51	0,136	0,274	0,099	0,762	2,312	0,128	0,272	0,100	0,768	2,318	
100	61	0,114	0,269	0,100	0,775	2,318	0,107	0,268	0,100	0,777	2,318	
100	71	0,097	0,267	0,101	0,781	2,318	0,092	0,266	0,101	0,784	2,319	
100	81	0,085	0,265	0,101	0,785	2,317	0,080	0,264	0,101	0,789	2,319	

**Tablo 7.** 2-kanallı önerilen ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemleriyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin 217 kayıt nolu EKG üzerindeki etkisi (Effects of 2-channel filter banks designed by the proposed and Kaiser window based Lin's methods on ECG record-217)

As	N	Üstel Penceresi Tabanlı Önerilen Yöntem					Kaiser Penceresi Tabanlı Lin Yöntemi				
		$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )
60	31	0,130	0,280	0,411	6,055	2,216	0,121	0,278	0,413	6,104	2,198
60	41	0,097	0,272	0,425	6,321	2,196	0,091	0,271	0,425	6,327	2,189
60	51	0,078	0,268	0,431	6,480	2,170	0,072	0,267	0,431	6,503	2,165
60	61	0,065	0,265	0,433	6,551	2,159	0,060	0,264	0,434	6,588	2,147
60	71	0,056	0,262	0,432	6,482	2,167	0,052	0,261	0,433	6,528	2,176
60	81	0,049	0,261	0,434	6,561	2,162	0,045	0,261	0,433	6,536	2,145
80	31	0,179	0,284	0,409	6,004	2,276	0,167	0,282	0,410	6,033	2,259
80	41	0,134	0,276	0,419	6,158	2,205	0,125	0,275	0,422	6,229	2,205
80	51	0,107	0,271	0,426	6,337	2,180	0,100	0,269	0,429	6,429	2,187
80	61	0,089	0,268	0,430	6,450	2,169	0,084	0,267	0,431	6,479	2,164
80	71	0,077	0,265	0,427	6,353	2,164	0,072	0,264	0,429	6,392	2,165
80	81	0,067	0,263	0,429	6,415	2,157	0,063	0,262	0,430	6,460	2,158
100	31	0,227	0,289	0,407	5,928	2,320	0,214	0,287	0,408	5,950	2,301
100	41	0,170	0,279	0,418	6,121	2,238	0,160	0,278	0,418	6,116	2,220
100	51	0,136	0,274	0,423	6,251	2,194	0,128	0,272	0,426	6,342	2,201
100	61	0,114	0,269	0,428	6,410	2,187	0,107	0,268	0,429	6,438	2,182
100	71	0,097	0,267	0,425	6,290	2,173	0,092	0,266	0,427	6,328	2,173
100	81	0,085	0,265	0,426	6,337	2,160	0,080	0,264	0,428	6,381	2,162

**Tablo 8.** 2-kanallı önerilen ve Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemleriyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin 232 kayıt nolu EKG üzerindeki etkisi (Effects of 2-channel filter banks designed by the proposed and Kaiser window based Lin's methods on ECG record-232)

As	N	Üstel Penceresi Tabanlı Önerilen Yöntem					Kaiser Penceresi Tabanlı Lin Yöntemi				
		$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )	$\Delta\omega$	$\omega_c$	PRD, % ( $\times 10^{-1}$ )	MSE ( $\times 10^{-10}$ )	ME ( $\times 10^{-4}$ )
60	31	0,130	0,280	0,394	0,796	0,621	0,12	0,27	0,393	0,791	0,623
60	41	0,097	0,272	0,394	0,793	0,622	0,091	0,271	0,392	0,786	0,619
60	51	0,078	0,268	0,396	0,800	0,620	0,072	0,267	0,396	0,801	0,619
60	61	0,065	0,265	0,398	0,808	0,617	0,060	0,264	0,399	0,813	0,617
60	71	0,056	0,262	0,404	0,832	0,618	0,052	0,261	0,406	0,840	0,617
60	81	0,049	0,261	0,408	0,849	0,618	0,045	0,261	0,407	0,842	0,616
80	31	0,179	0,284	0,406	0,844	0,621	0,167	0,282	0,402	0,828	0,622
80	41	0,134	0,276	0,392	0,788	0,621	0,125	0,275	0,393	0,792	0,622
80	51	0,107	0,271	0,392	0,787	0,621	0,100	0,269	0,396	0,800	0,622
80	61	0,089	0,268	0,395	0,797	0,619	0,084	0,267	0,396	0,799	0,618
80	71	0,077	0,265	0,399	0,812	0,618	0,072	0,264	0,401	0,818	0,618
80	81	0,067	0,263	0,402	0,823	0,617	0,063	0,262	0,404	0,830	0,617
100	31	0,227	0,289	0,416	0,884	0,620	0,214	0,287	0,411	0,865	0,620
100	41	0,170	0,279	0,398	0,810	0,623	0,160	0,278	0,394	0,796	0,622
100	51	0,136	0,274	0,392	0,786	0,621	0,128	0,272	0,395	0,798	0,623
100	61	0,114	0,269	0,396	0,799	0,622	0,107	0,268	0,396	0,800	0,621
100	71	0,097	0,267	0,398	0,806	0,620	0,092	0,266	0,399	0,811	0,620
100	81	0,085	0,265	0,399	0,811	0,617	0,080	0,264	0,401	0,818	0,618

gösterdiği, bazı durumlarda ise yer yer artıp yer yer azaldığı görülmektedir. Şekil 4'te görüldüğü üzere  $M = 2$  için  $N$  değeri arttığında  $E_{it}$  genlik hatası değerlerinin yükseldiği bulunmuştur. Hatalardaki genel artış karakteristiğinin önemli sebebi budur. Genel karakteristiğe ek olarak gözlemlenen hataların yer yer artıp azalması ise EKG işaretlerinin spektral karakteristiği ile ilgilidir. Çünkü farklı EKG işaretleri, aynı süzgeç öbeklerinden geçmesine rağmen bu farklı hata

karakteristikleri olmuştur. Örneğin, Şekil 9a'da verilen 106 nolu EKG kayıta (normal hasta) ait Tablo 5'te sunulan hatalarda sürekli bir artış gözlemlenirken, Şekil 9d'da verilen 232 nolu EKG kayıta (anormal hasta) ait Tablo 8 incelendiğinde hata parametresine göre hataların yer yer artıp yer yer azaldığı, hatta Tablo 6 ve Tablo 7'ye göre daha fazla değişkenlik gösterdiği görülmektedir. Bu spektral farklılık, süzgeçleri barındıran sistemin işaretlerde farklı

genlik karakteristikleri göstermesine sebep olmakta, bu da genlik hatalarının işarete özgü olarak farklı durumlar almasını sağlamaktadır.

Tasarlanan süzgeç öbeklerinin EKG altbant işleme uygulamalarında pratikte kullanılabilir kabul edilmesi için Kısım 2.3.2'de PRD cinsinden çeşitli sınırlar belirtilmişti. Bu sınırlarla kıyaslandığında Tablo 5, 6, 7 ve 8'de yer alan PRD değerleri bu sınırların oldukça altında olduğundan hem önerilen yöntem hem de Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanan süzgeç öbeklerinin pratik kullanım açısından EKG altbant işleme uygulamalarında kabul edilebilir ve çok iyi yeniden yapılandırma performansı sağladıkları görülmektedir.

#### 4. SİMGELER (SYMBOLS)

$A_s$	: Minimum durdurma bant zayıflatması
$E_{t0}$	: Toplam örtüşme hatası
$E_{t0,m}$	: Maksimum toplam örtüşme hatası
$E_{tt}$	: Tepeden tepeye genlik hatası
$f_k(n)$	: Sentez süzgeçlerinin dürtü yanıtı
$F_k(z)$	: Sentez süzgeçlerinin transfer fonksiyonu
$g(n)$	: Lin algoritması prototip süzgeç dürtü yanıtı
$G(e^{j\omega})$	: Lin algoritması prototip süzgeç frekans yanıtı
$h_{id}(n)$	: İdeal süzgecin dürtü yanıtı
$h_k(n)$	: Analiz süzgeçlerinin dürtü yanıtı
$H_k(z)$	: Analiz süzgeçlerinin transfer fonksiyonu
$L$	: Toplam örnek sayısı
$M$	: Kanal sayısı
$ME$	: Maksimum hata
$MSE$	: Ortalama kare hatası
$n$	: Ayrık zaman indeksi
$N$	: Süzgeç veya pencere uzunluğu
$p(n)$	: Prototip süzgeç dürtü yanıtı
$P(e^{j\omega})$	: Prototip süzgeç frekans yanıtı
PRD	: Yüzde ortalama karakök farkı
$T_0(z)$	: Bozulma transfer fonksiyonu
$T_0(e^{j\omega})$	: Bozulma frekans yanıtı
$T_i(z)$	: Örtüşme transfer fonksiyonu
$T_i(e^{j\omega})$	: Örtüşme frekans yanıtı
$w_c(n)$	: Üstel pencere fonksiyonu
$x(n)$	: Giriş işareti
$y(n)$	: Yeniden yapılandırılmış işaret
$\Phi_{Lin}$	: Lin yöntemi amaç fonksiyonu
$\Delta\omega$	: Geçiş bant genişliği
$\alpha$	: Ayarlanabilir biçim parametresi
$\omega_c$	: Kesim frekansı
$\omega_p$	: Geçirme bandı kenar frekansı
$\omega_s$	: Örnekleme frekansı
$\omega_{st}$	: Durdurma bandı kenar frekansı

#### 5. SONUÇLAR (CONCLUSIONS)

Bu çalışmada, mükemmel yakın yeniden yapılandırılmalı  $M$ -kanallı kosinüs modüleli süzgeç öbeklerinin tasarımı için üstel penceresine dayalı yeni bir yöntem önerilmiştir. Tasarlanan süzgeç öbeklerinde kaçınılmaz olarak oluşan genlik ve örtüşme hatalarının minimize edilmesi,

mükemmel yakın yeniden yapılandırılmalı bir tasarım elde etme amacının gerekliliğidir. Bu amacı gerçekleştirmek için süzgeç öbeği tasarım yönteminde Lin ve Vaidyanathan tarafından önerilen kesim frekansını optimize eden hızlı ve basit bir amaç fonksiyonu kullanarak kesim frekansı hesaplanmış ve prototip alçak geçiren süzgeç tasarımı için ise iki parametrelili üstel pencere fonksiyonu kullanılmıştır.

Önerilen yöntem kullanarak farklı kanal sayılarında ( $M$ ) farklı süzgeç uzunlukları ( $N$ ) ve minimum durdurma bandı zayıflatma ( $A_s$ ) miktarlarında tasarlanan süzgeç öbeklerinin genlik ve örtüşme hataları açısından analizi yapılmıştır. Genlik hata analizinden elde edilen sonuçlar, süzgeç öbeği tasarımında istenilen düşük  $E_{tt}$  değeri elde etmek için  $A_s$  ve  $N$  değerlerinin kanal sayısına bağlı olarak uygun bir şekilde seçilmesi gerektiğini göstermiştir. Örneğin,  $A_s = 100$  dB zayıflatma miktarı için düşük  $E_{tt}$  değerlerinin;  $M = 2$  kanal için  $31 \leq N \leq 47$ ,  $M = 8$  kanal için  $53 \leq N \leq 71$ ,  $M = 16$  kanal için  $185 \leq N \leq 301$  ve  $M = 32$  kanal için  $385 \leq N \leq 601$  aralıklarında süzgeç uzunluğu seçerek elde edilebileceği sonucuna varılmıştır. Ayrıca,  $M = 2$  kanalı için  $N > 47$  uzunluklarında görüldüğü üzere  $N$  değerindeki artışın her zaman daha düşük bir  $E_{tt}$  değeri sağlamadığı da gözlemlenmiştir. Örtüşme hata analizinden elde edilen sonuçlar ise sabit bir  $A_s$  değerinde  $N$  değeri arttığında veya sabit yüksek  $N$  değerlerinde  $A_s$  değeri arttığında  $E_{t0,m}$  örtüşme hatasının genelde azaldığı görülmüştür. Pratik tasarım örneği olarak, ses kodlayıcılarında kullanılan süzgeç öbeğine yakın 32-kanallı ve 100 dB durdurma bandı zayıflatmasına sahip bir kosinüs modüleli süzgeç öbeği tasarlanmış ve analiz edilmiştir. Benzeşim sonuçları önerilen yöntemle elde edilen süzgeç öbeğinin genlik hatasında %1,54 ve örtüşme hatasında %88,68 oranlarında daha iyi sonuç verdiğini, ayrıca önerilen yöntemin %39 bir oranla daha hızlı prototip süzgeç tasarımı gerçekleştirdiğini göstermiştir. Ayrıca, yöntemin performansını kıyaslamalı olarak test etmek için, önerilen yöntemle tasarlanmış süzgeç öbeği, Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle tasarlanmış süzgeç öbeğiyle kıyaslanmıştır. Benzetim sonuçları, önerilen yöntemle oluşturulan süzgeç öbeğinin genlik ve örtüşme hataları cinsinden daha iyi tasarım performansına sahip olduğunu göstermiştir. Ayrıca süzgeç öbeklerinde kullanılacak prototip süzgecin önerilen yöntemle daha hızlı sürede tasarlandığı, bu yönüyle önerilen yöntemin gerçek zamanlı uygulamalar için önemli bir gereksinim olan hesaplama hızı avantajına sahip olduğu bulunmuştur. Bununla birlikte önerilen yöntem Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemiyle farklı kanal sayıları, minimum durdurma bandı zayıflatmaları ve süzgeç uzunluklarında genlik ve örtüşme hataları cinsinden kıyaslanmış ve önerilen yöntemin genelde daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Literatürde önerilmiş yöntemlerle kıyaslamak için verilen 32-kanal ve 100 dB minimum durdurma bandı zayıflatmasına sahip süzgeç öbeği tasarım örneğinde, en düşük örtüşme oranını önerilen yöntem sağlamıştır. Tasarlanan süzgeç öbeklerinin uygulamadaki başarımını gözlemlemek için farklı EKG işaretlerinin bu süzgeç öbeklerindeki altbant işleme performansları kıyaslamalı olarak incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, önerilen yöntemin



Lin yöntemine göre genelde daha iyi sonuçlar sağlayabileceğini göstermiştir. Sonuç olarak, önerilen tasarım yöntemi; genlik ve örtüşme hatalarını, Kaiser penceresi tabanlı Lin yöntemine göre daha iyi minimize edebildiği için daha iyi mükemmel yakın yeniden yapılandırılmalı bir tasarım sunmakta ve ayrıca tasarımda hesaplama hızı avantajı sağlamaktadır. Bu nedenlerle önerilen tasarım yöntemi haberleşme, biyomedikal ve imge işleme sistemlerinde kullanılan süzgeç öbeklerinin tasarımlarında Kaiser penceresi tabanlı Lin yönteminin yerine kullanılabilir.

#### KAYNAKLAR (REFERENCES)

1. Milic L., Multirate Filtering for Digital Signal Processing: Matlab Applications, First Edition, Information Science Reference, New York, A.B.D., 2009.
2. Johnston J.D., A Filter Family Design for Use in Quadrature Mirror Filter Banks, IEEE Int. Conference on Acoustics Speech and Signal Processing, Denver, Colorado-A.B.D., 291-294, 9-11 Nisan, 1980.
3. Karaağaç M.E., Çoklu hızlı işaret işleme yöntemleriyle işaretlerin elde edilmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007.
4. Vaidyanathan P.P., Multirate Systems and Filter Banks, Prentice Hall, First Edition, New Jersey, A.B.D., 1993.
5. Bergen S.W.A., Antoniou A., An efficient closed-form design method for cosine modulated filter banks using window functions, Signal Process, 87 (5), 811-823, 2007.
6. Ogale J., Jain A., Design of an m-channel cosine modulated filter bank by new cosh window based fir filters, World Academy of Science, 48, 12-28, 2010.
7. Esteban D., Galand C., Application of Quadrature Mirror Filters to Split Band Voice Coding Schemes, IEEE Int. Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Hartford-A.B.D., 191-195, 9-11 Mayıs, 1977.
8. Crochiere R.E., Webber S.A., Flanagan J.L., Digital Coding of Speech in Sub-bands, IEEE Int. Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Philadelphia-A.B.D., 233-236, 12-14 Nisan, 1976.
9. Jain V.K., Crochiere R.E., Quadrature mirror filter in time domain, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 32, 353-361, 1984.
10. Nussbaumer H., Pseudo qmf filter bank, IBM Tech. Disc. Bull., 24, 3081-3087, 1981.
11. Rothweiler J.H., Polyphase Quadrature Filters - A New Subband Coding Technique, IEEE Int. Conference on Acoustics Speech and Signal Processing, Boston-A.B.D., 1280-1283, 14-16 Nisan, 1983.
12. Chu P.L., Quadrature mirror filter design for an arbitrary number of equal bandwidth channels, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 33 (1), 203-218, 1985.
13. Mintzer F., Filters for distortion-free two-band multirate filter banks, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 33, 626-630, 1985.
14. Smith M.J.T., Barnwell T.P., Exact reconstruction techniques for tree-structured subband coders, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 34, 434-441, 1986.
15. Vaidyanathan P.P., Theory and design of m-channel maximally decimated quadrature mirror filters with arbitrary m, having the perfect reconstruction property, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 35 (4), 476-492, 1987.
16. Vaidyanathan P.P., Hoang P.Q., Lattice structures for optimal design and robust implementation of two-channel perfect reconstruction qmf banks, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 36 (1), 81-93, 1988.
17. Nguyen T.Q., Vaidyanathan P.P., Two-channel perfect reconstruction fir qmf structures which yield linear-phase analysis and synthesis filters, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 37 (5), 676-690, 1989.
18. Nguyen T.Q., Vaidyanathan P.P., Structures for m-channel perfect-reconstruction fir qmf banks which yield linear-phase analysis filters, IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process., 38 (3), 433-446, 1990.
19. Kurosawa K., Yamamoto K., Yamada I., A simple design method of perfect reconstruction qmf banks, IEEE Trans. Circuits Syst. II, 41, 243-245, 1994.
20. Nguyen T.Q., Near-perfect-reconstruction pseudo-qmf banks, IEEE Trans. Signal Process., 42 (1), 65-76, 1994.
21. Creusere C.D., Mitra S.K., A simple method for designing high-quality prototype filters for m-band pseudo qmf banks, IEEE Trans. Signal Process. 43 (4), 1005-1007, 1995.
22. Lin Y.P., Vaidyanathan P.P., A kaiser window approach for the design of prototype filters of cosine modulated filter banks, IEEE Signal Process Lett., 5 (6), 132-134, 1998.
23. Jain A., Saxena R., Saxena S.C., An improved and simplified design of cosine modulated pseudo-qmf filterbanks, Digital Signal Process., 16 (3), 225-232, 2006.
24. Datar A., Jain A., Sharma P.C., Performance of Blackman Window Family in M Channel Cosine Modulated Filter Bank for ECG Signals, International Multimedia, Signal Processing and Communication Technologies, Aligarh-Hindistan, 98-101, 14-16 Mart, 2009.
25. Avci K., Nacaroglu A., Cosh window family and its application to fir filter design, AEU Int. J. Electron. Commun., 63(11), 907-916, 2009.
26. Datar A., Jain A., Sharma P.C., Design of kaiser window based optimized prototype filter for cosine modulated filter banks, Signal Process., 90 (5), 1742-1749, 2010.
27. Soni R.K., Jain A., Saxena R., Design of npr-type cosine modulated filterbank using combinational window functions, Int. J. Communications, Network and System Sciences, 3, 934-942, 2010.
28. Kumar A., Singh G.K., Anand R.S., An improved closed form design method for the cosine modulated filter banks using windowing technique, Appl. Soft Comput., 11, 3209-3217, 2011.

29. Singh N., Saxena R., Synthesis of qmf bank using a new window family, *International Journal of Signal Processing*, 4 (4), 39-50, 2011.
30. Ranjeet K., Kuamr A., Pandey R.K., ECG signal compression using optimum wavelet filter bank based on kaiser window, *Procedia Eng.*, 38, 2889-2902, 2012.
31. Singh N., Saxena R., Development of new combinational window family with its application in the design of cosine modulated filter bank with better performance, *International Journal of Electronics Communication and Computer Technology (IJECCCT)*, 2 (4), 1-8, 2012.
32. Datar A., Jain A., Sharma P.C., Design and performance analysis of adjustable window functions based cosine modulated filter banks, *Digital Signal Process.*, 23, 412-417, 2013.
33. Kumar A., Singh G.K., Anurag S., An optimized cosine-modulated nonuniform filter bank design for subband coding of ecg signal, *J. King Saud Univ. Eng. Sci.*, 27 (2), 158-169, 2013.
34. Ogale J., Jain A., Design of cosine modulated filter bank using computationally efficient multiplier-less fir filters, *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT)*, 2 (10), 72-77, 2013.
35. Soni R.K., Jain A., Saxena R., An optimized design of nonuniform filter bank using variable-combinational window function, *AEU Int. J. Electron. Commun.*, 67, 595-601, 2013.
36. Agrawal S.K., Sahu O.P., An efficient algorithm to design nearly perfect reconstruction two-channel quadrature mirror filter banks, *Iranian Journal of Electrical & Electronic Engineering*, 10 (4), 276-282, 2014.
37. Makur A., Vijayakumar A., Theory, design and application of arbitrary order arbitrary delay filterbanks, *IEEE Trans. Signal Process.*, 62 (18), 4811 – 4823, 2014.
38. Kohli M., Mehra R., Design and simulation of two channel qmf filter bank using equiripple technique, *IOSR Journal of VLSI and Signal Processing (IOSR-JVSP)*, 23-28, 2014.
39. Bindiyan T.S., Elias E., Modified metaheuristic algorithms for the optimal design of multiplier-less non-uniform channel filters, *Circuits Syst. Signal Process.*, 33 (3), 815-837, 2014.
40. Karaboğa N., Kanişlioğlu B., A new method for quarter mirror filter bank design, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 30(2), 297-307, 2015.
41. Kalathil S., Elias E., Prototype filter design approaches for near perfect reconstruction cosine modulated filter banks-a review, *Journal of Signal Processing Systems*, 81 (2), 183-195, 2015.
42. Kalathil S., Elias E., Efficient design of non-uniform cosine modulated filter banks for digital hearing aids, *AEU Int. J. Electron. Commun.*, 69 (9), 1314-1320, 2015.
43. Kuldeep B., Kumar A., Singh G.K., Design of multi-channel cosine-modulated filter bank based on fractional derivative constraints using cuckoo search algorithm, *Circuits Syst. Signal Process.*, 34 (10), 3325-3351, 2015.
44. Kuldeep B., Singh V.K, Kumar A., Singh G.K, Design of two channel filter bank using nature inspired optimization based fractional derivative constraints, *ISA Trans.*, 54, 101-116, 2015.
45. Wei Y., Wang Y., Design of low complexity adjustable filter bank for personalized hearing aid solutions, *IEEE/ACM Trans. Audio Speech Lang. Process.*, 23 (5), 923-931, 2015.
46. Moazzen I., Agathoklis P., Design of Filterbanks Using a Fast Optimization Approach, *IEEE 6th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS)*, Montevideo-Uruguay, 24-27 Şubat, 2015.
47. Kumar A., Sunkaria R.K., Two-channel perfect reconstruction (PR) quadrature mirror filter (QMF) bank design using logarithmic window function and spline function, *Signal, Image and Video Processing*, 10 (8), 1473-1480, 2016.
48. Dam H.H., Optimal design of oversampled modulated filter bank, *IEEE Signal Process Lett.*, 24 (5), 673-677, 2017.
49. Koza T., Karaboğa N., Quadrature mirror filter bank design for mitral valve doppler signal using artificial bee colony algorithm, *Elektronika Ir Elektrotehnika*, 1, 57-62, 2017.
50. Özdemir G., Karaboğa N., A review on the cosine modulated filter bank studies using meta-heuristic optimization algorithms, *Artificial Intelligence Review*, 1, 1-25, 2017.
51. Sharma I., Kumar A., Singh G.K., Lee H.N., Design of multiplierless prototype filter for two-channel filter bank using hybrid method in FCS D space, *IET Circuits Devices Syst.*, 11 (1), 29 – 40, 2017.
52. Sharma I., Kumar A., Singh G.K., An efficient method for designing multiplier-less non-uniform filter bank based on hybrid method using CSE technique, *Circuits Syst. Signal Process.*, 36 (3), 1169-1191, 2017.
53. Kaiser J.F., Nonrecursive Digital Filter Design Using  $I_0$ -sinh Window Function, *IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS'74)*, San Francisco-A.B.D., 20-23, 1974.
54. Avci K., Nacaroglu A., Exponential window family, *Signal & Image Processing: An International Journal (SIPIJ)*, 4, 1-12, 2013.
55. Avci K., Nacaroglu A., Design of nonrecursive digital filters using the exponential window, *Int. J. of Advanced Electrical & Electronics Engineering*, 2 (2), 308-316, 2013.
56. Avci K., Gümüşsoy E., Üstel Penceresi Tabanlı M-Kanallı Kosinüs Modüleli Süzgeç Öbeklerinin Tasarımı, 24. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Zonguldak-Türkiye, 16-19 Mayıs 2016.
57. Koilpillai R.D., Vaidyanathan P.P., Cosine-modulated FIR filter banks satisfying perfect reconstruction, *IEEE Trans. Sig. Process.*, 40 (4), 770-783, 1992.
58. Roldan F.C., Martin P.M., Landete J.S., Velasco M.B., Saramaki T., A fast windowing-based technique

- exploiting spline functions for designing modulated filter banks, *IEEE Trans. Circuits Syst. I. Regul. Pap.*, 56 (1), 168–178, 2009.
59. Çetin A.E., Köymen H., Compression of Digital Biomedical Signals, *The Biomedical Engineering Handbook: Medical Devices and Systems*, Editör: Bonzino J.D., CRC Press, Bronzino, Boca Raton, A.B.D., 3.1-3.12, 2006.
60. Blanco-Velasco M., Cruz-Roldn F., Moreno-Martnez E., Godino J.I., Barner K.E., Embedded filter bank-based algorithm for ECG compression, *Signal Process.*, 88 (6), 1402-1412, 2008.
61. Afonso V.X., Tompkins W.J., Nguyen T.Q., Luo S., ECG beat detection using filter banks, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 46 (2), 192-202, 1999.
62. Massachusetts Institute of Technology. MIT-BIH Arrhythmia Database. <https://physionet.org/physiobank/database/mitdb/>. Erişim tarihi Ocak 15, 2018.
63. Moody G.B., Mark R.G., The impact of the MIT-BIH arrhythmia database, *IEEE Eng in Med and Biol*, 20 (3), 45-50, May-June 2001.
64. Jalaeddine S.M.S., Hutchens C.G., Strattan R.D., Coberly W.A., ECG data compression techniques - a unified approach, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 37 (4), 329-343, 1990.
65. Velasco M.B., Roldan F.C., Ferreras F.L., Santos A.B., Munoz D.M. A low computational complexity algorithm for ECG signal compression, *Medical Engineering and Physics*, 26 (7), 553–568, 2004.
66. Zigel Y., Cohen A., Katz A., The weighted diagnostic distortion (WDD) measure for ECG signal compression, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 47 (11), 1422–1430, 2000.
67. Roldan F.C., Lopez P.A, Bascon S.M, Lawson S.S., An efficient and simple method for designing prototype filters for cosine-modulated pseudo-QMF banks, *IEEE Signal Process. Lett.* 9 (1), 132–134, 2002.

