



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Anne Karnından Ölçülen Sinyal Kayıtlarından Fetal Elektrokardiyogram Sinyallerinin Tespit Edilmesi

YASEMİN KÖYLÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Programı

DANIŞMAN

Dr. Öğretim Üyesi Ulvi BAŞPINAR

İSTANBUL, 2021



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**Anne Karnından Ölçülen Sinyal
Kayıtlarından Fetal Elektrokardiyogram
Sinyallerinin Tespit Edilmesi**

YASEMİN KÖYLÜ

523118012

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Programı

DANIŞMAN

Dr. Öğretim Üyesi Ulvi BAŞPINAR

İSTANBUL-2021

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam süresince yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım çok değerli danışman hocam Dr. Ulvi BAŞPINAR’a, bugünlere gelmemi sağlayan, üzerimde emekleri bulunan aileme, yanımda bulunan arkadaşlarıma varlıkları için teşekkür ediyorum.

Şubat, 2021

Yasemin KÖYLÜ

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
SEMBOLLER	v
KISALTMALAR	vi
ŞEKİL LİSTESİ	vii
TABLO LİSTESİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Elektrokardiyografi Fizyolojisi.....	2
1.2 Fetal Elektrokardiyogram Sinyal İşleme Yöntemleri.....	4
1.2 Literatürde Fetal EKG Çıkarımı Üzerine Yapılmış Çalışmalar.....	4
1.3 Çalışmanın Amacı.....	7
2. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	8
2.1 Veri Kümesi.....	8
2.2 Bağımsız Bileşen Analizi (BBA).....	10
2.2.1 Normal-Dışılığının Ölçümleri	11
2.3 Hızlı Bağımsız Bileşen Analizi (FastICA)	12
2.4 Ampirik Mod Ayırıştırması (EMD).....	13
2.5 Grupsal Ampirik Mod Ayırıştırma (EEMD)	15
2.5 Ampirik Mod Ayırıştırılması Tabanlı Gürültü Giderme Tekniği	16
2.6 Sonlu Dürtü Yanıtı Filtresi (SDY).....	17
2.7 Pan & Tompkins Yöntemi.....	17
2.8 Fetal EKG Çıkarımı için Önerilen Algoritma.....	19
2.9 Fetal EKG R-Tepe Noktalarının Değerlendirilmesi ve Tespiti	22
3. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	22
4. SONUÇ.....	45
KAYNAKÇA	46
ÖZGEÇMİŞ.....	51

ÖZET

ANNE KARNINDAN ÖLÇÜLEN SİNYAL KAYITLARINDAN FETAL ELEKTROKARDİYOGRAM SİNYALLERİNİN TESPİT EDİLMESİ

Fetal elektrokardiyogram (fEKG), hamilelik sırasında fetüsün durumu hakkında hayati bilgiler içeren bir sinyaldir. Fetal kalbin elektriksel aktivitesini yansıtır ve hamilelik döneminde izlenip analiz edilmesi oldukça önemlidir. Fetal durumun değerlendirilmesi fetal kardiyak aktivitenin izlenmesi ile gerçekleştirilmektedir. Fetüsün gelişim döneminde fetal elektrokardiyogram bozukluklarının erken teşhisi ileri dönemlerde oluşabilecek kalıcı hastalıkları önlediğinden dolayı önem teşkil etmektedir. Fetal EKG'nin doğru bir şekilde çıkartılabilmesi için anne karnından alınan sinyallerin uygun bir şekilde işlenmesi gerekmektedir. Bu işlem yapılırken birden fazla engel ile karşılaşılabilir. Öncelikle fetal EKG'nin anne EKG'ye göre daha düşük bir genliğe sahip olması fetal EKG sinyalinin görünürlüğünü zorlaştırır. Ayrıca anne karın sinyali içerisinde diğer fizyolojik işaretler ve gürültüler de fetal EKG sinyalinin çıkartılmasında güçlük sağlayabilir. Tez çalışması kapsamında öncelikle veri tabanında alınan maternal EKG ve fetal EKG sinyalleri karıştırılarak Bağımsız Bileşen Analizi yöntemi ile fetal EKG'nin çıkartılması amaçlanmıştır. Daha sonra veri tabanından alınan anne karnından ölçülmüş orijinal sinyaller üzerinde çalışmada belirlenen sinyal işleme teknikleri ile ayrıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Orijinal verilerin ayrıştırılması için sırası ile Sonlu Dürtü Yanıtı Filtre, Bağımsız Bileşen Analizi ve Grupsal Ampirik Tabanlı Gürültü Arındırma Tekniği yöntemleri kullanılmıştır. Çalışmada ayrıştırılan EKG sinyallerinin tepe noktalarının tespiti için Pan & Tompkins algoritmasına başvuruldu. Çalışmada sunulan algoritmalar karışım sinyallerini ayrıştırmasında %100 başarı sağlamış, orijinal verilerin ayrıştırılmasında ise fetal EKG'yi %95,23 oranla başarılı bir şekilde çıkarmıştır.

ABSTRACT

DETERMINATION OF FETAL ELECTROCARDIOGRAM SIGNALS FROM THE SIGNAL RECORDS MEASURED FROM THE MOTHER'S WOMB

Fetal electrocardiogram is a signal that contains vital information about the condition of the fetus during pregnancy. It reflects the electrical activity of the fetal heart and is very important to monitor and analyze during pregnancy. Early diagnosis of fetal electrocardiogram disorders during the development of the fetus is important because it prevents permanent diseases that may occur in the later periods. In order for the fetal ECG to be removed correctly, the signals received from the womb must be handled appropriately. The fetal ECG has a lower amplitude than the maternal ECG, making the visibility of the fetal ECG signal difficult. In addition, other physiological signs and noises within the mother's abdomen signal may provide difficulty in removing the fetal ECG signal. Within the scope of the thesis study, it is aimed to remove the fetal ECG with the Independent Component Analysis method by mixing the maternal ECG and fetal ECG signals received in the database first. Then, the separation process was carried out on the original signals measured in the mother's womb from the database with the signal processing techniques determined in the study. In order to decompose the original data, Finite Impulse Response Filter, Independent Component Analysis and Ensemble Empirical Based Denoising Technique methods were used respectively. Pan & Tompkins algorithm was used to detect the peaks of ECG signals separated in the study. The algorithms presented in the study achieved 100% success in separating the mixed signals, and successfully extracted the fetal ECG with a rate of 95.23% in the separation of the original data.

SEMBOLLER

x	: Ayrık İşaret.
S	: Bağımsız Bileşen
A	: Karışım Matrisi
W	: Karışım Matrisinin Tersi.
H	: Entropi
med_i	: Medyan
ζ_i	: Gürültü Seviyesi
t_i	: Eşik Seviyesi
Se	: Duyarlılık
PPV	: Pozitif Öngörü Değeri
F_1	: Doğruluk
TP	: Gerçek Pozitif
FP	: Yanlış Pozitif
FN	: Yanlış Negatif

KISALTMALAR

EKG	: Elektrokardiyogram
fEKG	: Fetal Elektrokardiyogram
mEKG	: Maternal Elektrokardiyogram
aEKG	: Abdominal Elektrokardiyogram
mV	: Milivolt
BBA	: Bağımsız Bileşen Analizi
EMD	: Ampirik Mod Ayırıştırma
EEMD	: Grupsal Ampirik Mod Ayırıştırma
IMF	: İçsel Mod Fonksiyonu
HPE	: Hareketli Pencere Entegrasyonu
BB	: Bağımsız Bileşen
BBA	: Bağımsız Bileşen Analizi
FastICA	: Hızlı Bağımsız Bileşen Analizi
SDY	: Sonlu Dürtü Yanıtı

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1. Fetal elektrokardiyogram elektrot konumları.....	2
Şekil 1.2. EKG dalga formu.	3
Şekil 2.1. FEKG Sinyali.	8
Şekil 2.2. MEKG Sinyali.....	9
Şekil 2.3. R01.edf-Abdominal Sinyaller.	10
Şekil 2.4. Pan&Tompkins Algoritması.	18
Şekil 2.5.Karışım Sinyalinin Ayırıştırılması.	21
Şekil 2.6. Abdominal Sinyallerin Ayırıştırılması.	21
Şekil 3.1. Karışım Sinyali.	23
Şekil 3.2. Bağımsız Bileşenler.	24
Şekil 3.3. Bağımsız Bileşen- 1.	24
Şekil 3.4. Bağımsız Bileşen-2.	25
Şekil 3.5. SDY filtresinden geçirilmiş karın sinyalleri.	27
Şekil 3.6. Filtrelenmiş Karın-1 Sinyali.....	28
Şekil 3.7. Filtrelenmiş Karın-2 Sinyali.....	28
Şekil 3.8.Filtrelenmiş Karın-3 Sinyali.....	29
Şekil 3.9.Filtrelenmiş Karın-4 Sinyali.....	29
Şekil 3.10. FastICA ile Bulunan Bağımsız Bileşenler.	30
Şekil 3.11. Bağımsız Bileşen-1.	31
Şekil 3.12.Bağımsız Bileşen-2.	31
Şekil 3.13.Bağımsız Bileşen-3.	32
Şekil 3.14.Bağımsız Bileşen-4.	32
Şekil 3.15. Bağımsız Bileşen-1 sinyalinin EEMD ile ayırıştırılması sonucu bulunan IMF1,IMF2,IMF3 sinyalleri.	33
Şekil 3.16. Bağımsız Bileşen-1 sinyalinin EEMD ile ayırıştırılması sonucunda bulunan IMF4,IMF5,IM6 sinyalleri.	34
Şekil 3.17. Bağımsız Bileşen-2 Sinyalinin EEMD ile ayırıştırılması sonucunda bulunan IMF1,IMF2,IMF3 sinyalleri.	35
Şekil 3.18. Bağımsız Bileşen-2 sinyalinin EEMD ile ayırıştırılması sonucu bulunan IMF4,IMF5,IMF6 sinyalleri.	35

Şekil 3.19. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşenler.	36
Şekil 3.20. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-1.....	37
Şekil 3.21. EEMD Gürültü Arındırma Uygulanmış Bağımsız Bileşen-2.	37
Şekil 3.22. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-3.....	38
Şekil 3.23. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-4.....	38
Şekil 3.24. Maternal EKG Sinyali R-tepe değer indeksleri.	39
Şekil 3.25. MEKG'ye uygulanan Pan&Tompkins algoritmasının adımları.	40
Şekil 3.26. Pan&Tompkins ile mEKG sinyali R-tepe değer tespiti.	40
Şekil 3.27. Bulunan fEKG sinyalleri.....	41
Şekil 3.28. Veri Tabanından alınan Direkt fEKG sinyalinin Pan&Tompkins ile işlenmesi.	41
Şekil 3.29. Direkt fEKG sinyaline Pan&Tompkins uygulaması sonucu R-tepe değer tespiti.	42
Şekil 3.30. Çıkartılan fEKG'nin Pan&Tompkins algoritması işlenmesi.	42
Şekil 3.31. Algoritma tarafından çıkartılan fEKG'nin R-tepe değer tespiti.	43

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1. Karışım Sinyalinin Ayırıştırma Başarısı.....	26
Tablo 3.2. fEKG Sinyal Çıkarım Başarısı.....	43
Tablo 3.3. fEKG Çıkarmada Performans Ölçütleri.....	44

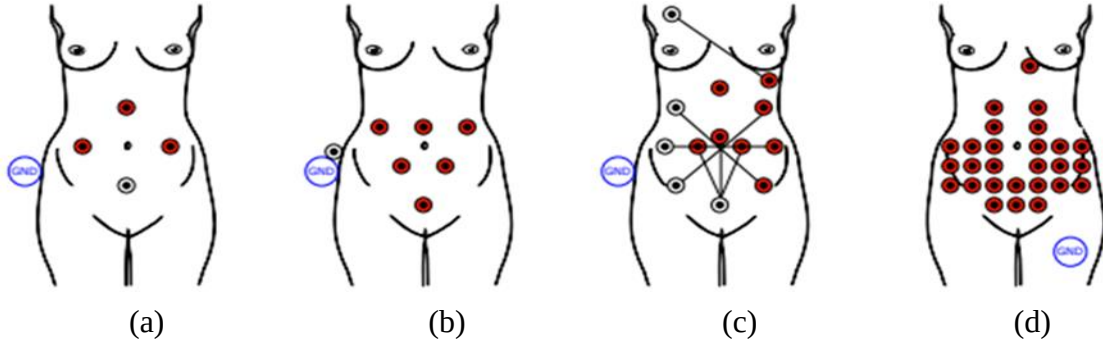
1. GİRİŞ

Mevcut raporlara göre, 125 bebekten biri doğumda kusurlu ölümlerin önde gelen nedeni olan kalp rahatsızlığı ile doğmaktadır [1]. Bu kalp rahatsızlıkları çoğu doğumdan sonra yıllarca herhangi bir belirti göstermez ve bu durum rahatsızlığın iyileşmeyen bir boyuta gelmesine sebep olabilir. Fetal kalpten elektriksel aktivite ölçümü fetal elektrokardiyogram (fEKG) olarak adlandırılır. FEKG ile fetüsün fizyolojik durumu hakkında bilgi sağlanabilir [2-4]. FEKG dalga formu analizi fetüsün, kardiyak aritmi ve diğer kalp anormalliklerinin tespit edilmesine yardımcı olup fetüs ölüm oranını büyük ölçüde azaltabilir.

FEKG ölçümü, invaziv yol ile kafa derisi elektrodu kullanılarak veya invazif olmayan bir şekilde anne karnının çeşitli bölgelerine yerleştirilen elektrotlar vasıtasıyla gerçekleştirilir. İnvaziv yaklaşım da elektrotun fetal kafa ile doğrudan temas etmesi sebebiyle çok iyi kalitede bir EKG kaydı sağlar fakat invaziv bir yol olduğu için enfeksiyonun anne veya fetüs gövdesine geçmesi gibi birtakım dezavantajları vardır. Ayrıca elektrotun fetal kafa ile teması yetersiz olduğunda ölçülen sinyal zayıf karakterde olabilir. Öte yandan, invaziv olmayan yaklaşım anne veya fetüs için ağır değildir ve doğum sırasında bile kullanılabilir, ancak fEKG'nin uygun şekilde elde edilmesi için sinyalin uygun şekilde işlenmesi gerekir çünkü elde edilen sinyal içerisinde maternal ve fetal hareketler, maternal ve fetal solunum, maternal ve fetal kas aktivitesi, uterus kasılmaları gibi ve bunun yanı sıra ölçümden, ortamdan kaynaklı artefaktlar vardır [5].

Şu anda, fEKG'nin temel amacı, fetal kalp hızını belirlemektir. Hamile kadınların karın bölgesindeki elektrotların konumu, farklı fetal pozisyon nedeniyle fetal kalp hızının belirlenmesi de sorun yaratır. Şekil 1.1'de, abdominal elektrokardiyografi sinyalini (aEKG) ölçmek için annenin karın bölgesinde elektrotların konumlandırılması gösterilmektedir. Buradaki en önemli adım, maternal bileşenlerin yanı sıra gürültüyü de doğru şekilde elemine etmektir. Fetal kalp atış hızı, dakikada yaklaşık 120 ila 160 atış ve maternal kalp atış hızı yaklaşık 70 ila 80 atış arasında değişmektedir. Anne ve fetüs arasında doğrudan bir bağlantı olmamasına rağmen, hormonlar ve plasenta yoluyla fetal kalp hızını ve fetal basıncı etkilemesi mümkündür. FEKG ve maternal EKG (mEKG) genlikleri birbirinden farklılık gösterir burada mEKG genliği, fEKG genliğinden birkaç

kat daha büyüktür. Ve çoğunlukla, annenin elektrokardiyogramındaki QRS kompleksi (mQRS) ve fetüsün QRS kompleksi (fQRS) üst üste biner. MEKG genliği fEKG'den daha büyük olduğundan dolayı fetal kalp atımının bu birbirinin üstüne binen bölgelerde var olup olmadığını belirlemek güçtür [6].



Şekil 1.1. Fetal elektrokardiyogram elektrot konumları. Kırmızı elektrotlar aktif elektrotlar, beyaz elektrotlar referans elektrotlar ve GND elektrotlar ground elektrotlardır. (a) beş elektrotlu (b) sekiz elektrotlu (c) 14 elektrotlu (d) 28 elektrotlu [7].

Fetal durumun yararlı teşhisi için FEKG çıkarımında elde edilmesi gereken üç önemli özelliği aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

- Fetal kalp hızı
- Farklı dalgaların genliği
- Dalgaların süresi [8].

1.1 Elektrokardiyografi Fizyolojisi

Elektrokardiyografi (EKG) kalpte meydana gelen elektriksel aktivitenin grafiksel olarak kayıt edilmesi işlemidir. Kalp, ritmik olarak büzüşen ve vücuttaki kan dolaşımını yönlendiren miyokard adı verilen bir kastan oluşur. Her normal kalp atışından önce, bir elektrik akımı dalgası tüm kalpten geçerek kalbin içine ve dışına etkili bir kan akışı sağlar. Bu aktivite insan vücudu yüzeyinde biyo-potansiyel farkındaki (voltaj) ölçülebilir

değişim neticesinde elektrokardiyogram olarak bilinen bir dalga formu sinyali ile sonuçlanır.

EKG sinyalinin frekans aralığı 0,05 ila 100 Hz aralığında değişmektedir ve dinamik aralığı 110 mV'dir [6].

EKG dalga formunun her bir bölümü bilgi içermektedir. Normal bir kalp atışının tipik bir EKG sinyali şekil 1.2'de görüldüğü gibi bir P dalgası, Q, R ve S dalgaları (QRS kompleksi), bir T dalgası ve normalde EKG'lerin %50 ila 75'inde görülebilen küçük bir U dalgası içerir. Kişinin kalple ilgili bozukluklarına bağlı olarak, bu parametreler hastadan hastaya büyük ölçüde değişmektedir [9]. Aşağıda bir EKG sinyali içerisindeki dalga formları açıklanmıştır;

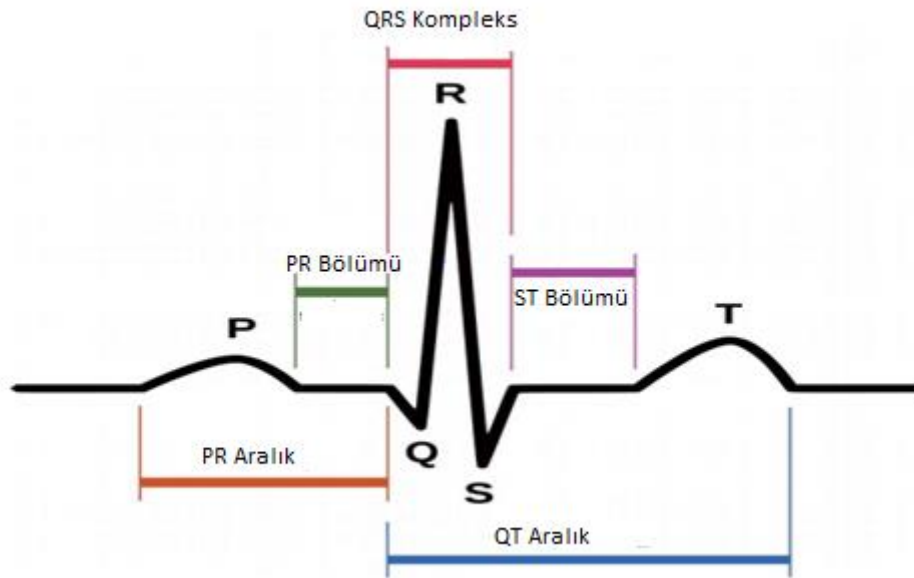
P dalgası : Kulakçıkların kasılması sonucunda oluşan dalgadır.

PR dalgası: Kulakçıkdan karıncığa kadar olan iletim sonucu oluşan dalgadır.

QRS dalgası: Karıncıkların depolarizasyonu bu evrede gerçekleşir.

T dalgası: Karıncıkların repolarizasyonu bu evrede gerçekleşir.

U dalgası: Karıncık kasındaki geç repolarizasyon sonucu oluşan dalgadır.



Şekil 1.2. EKG dalga formu [10].

1.2 Fetal Elektrokardiyogram Sinyal İşleme Yöntemleri

FEKG sinyal işlemenin temel yöntemlerini uyarlanabilir ve uyarlanabilir olmayan işlemlere göre ikiye ayrılabilir. İki yöntemin de birbirlerine göre avantajları ve dezavantajları mevcuttur.

Uyarlanabilir sinyal işleme yöntemleri bir öğrenme sistemi ile çalışmaktadır. FEKG sinyal analizini gerçekleştirmek için annenin göğsünden temiz bir mEKG sinyali ile birlikte hem anne hem de fetal bileşenleri içeren aEKG sinyali kullanılır. Yapay sinir ağları, hibrit sinir ağları, adaptif nöro-bulanık çıkarım sistemi, doğrusal olmayan adaptif teknikler, kalman filtre tabanlı yöntemler, en küçük kareler algoritması [11], özyinelemeli en küçük kareler algoritması ve adaptif lineer nöron temelli metotlar [12] bunlara örnek verilebilir.

Uyarlanabilir olmayan sinyal işleme yöntemleri herhangi bir adaptif sistemi kullanımı gerektirmez. Bu yöntemlerde üzerinde çalışılan kayıt sadece işlenmesi gereken bileşenleri içeren kayıtlardır. Bundan dolayı bu yöntemde diğer uyarlanabilir yöntemde olduğu gibi mEKG'ye gerek yoktur sadece anne karnına yerleştirilmiş elektrotlar kullanılır. Bağımsız bileşen analizi [13], dalgacık dönüşümü [14], ampirik mod ayrıştırma [15], tekil değer ayrışımı, filtreleme teknikleri [1], korelasyon tekniği [16], ortalama tekniği uyarlanabilir olmayan yöntemler olarak sayabiliriz .

1.2 Literatürde Fetal EKG Çıkarımı Üzerine Yapılmış Çalışmalar

Literatürde geçen fEKG sinyali çıkarımı için yapılmış çalışmalardan önem teşkil eden bir çalışma Hurezeanu ve ark. [4] tarafından gerçekleştirilmiştir. AEKG sinyallerinden dalgacık dönüşümü yöntemini kullanarak fEKG çıkarımı için bir çalışma yapmışlardır. EKG dalgalarının tespitinde dalgacık dönüşümü kullanılması ön işleme basamakları gerektirdiğinden gürültü kaynaklarını gidermek ve ilgilenilen sinyalin sinyal gürültü oranını iyileştirmek için adımlar uygulamışlardır. Sonuç olarak sunulan yöntemin fEKG parametrelerinin istatistiksel analizi için yeni fırsatlar yarattığının kanıtına varmışlardır. FEKG morfolojisi çalışmalarındaki QRS analizinin fetal izlemede bilgiler veren yaklaşım olduğunu öne sürmüşlerdir. Önerilen yöntemin, fQRS tanımlamasına izin verdiği, böylece fetal kalp atış hızı izlemesi için yeni, basit ve kullanışlı bir araç olduğu sonucuna

varmışlardır.

Dalgacık analiz yöntemi kullanılarak yapılmış bir çalışmayı da Alshebly ve ark. [17] gerçekleştirmiştir. Algoritmalarında fEKG'nin konumlarını bulmak için filtreleme ve dalgacık analizi yöntemlerine başvurmuşlardır. Bu şekilde mEKG zayıflatılmasına ve konumlarına göre izole edilmesini sağlamışlardır. Çalışmalarında iki aEKG sinyalini kullanmışlardır. Sonuç olarak fEKG sinyalinin QRS kompleksini koruyarak kalp hızının başarıyla hesaplamışlardır.

Başka bir çalışmayı ise, Hasan ve ark. [8] gerçekleştirmiştir. Çalışmalarında Yapay Sinir Ağı ve Korelasyon kullanarak fetal kalp hızı izlemesi için fEKG çıkarımı ve R-tepe değeri tespiti yapmayı amaçlamışlardır. Yapay Sinir Ağını, EKG sinyalinin doğrusal olmayan ve zamanla değişen özelliklerine uyarlandığı için seçmişlerdir. AEKG'den mEKG'yi çıkarma işlemini gerçekleştirirken ölçeklendirme işlemini yapmak için ise korelasyon faktörünü kullanmışlardır. Bu iki yaklaşımı birleştirilmesi, aEKG sinyalinde fEKG çıkarımı ve R-tepe tespiti için doğruluk açısından bu iki yöntemin birleştirilmesi daha iyi ve verimli sonuç aldığını tespit etmişlerdir. Geliştirdikleri algoritmada, fEKG'yi aEKG'den tamamen çıkartılabildiklerini, fEKG'yi; mEKG ve fEKG'nin üst üste binen QRS kısmında bile aEKG'den çıkardığını, fEKG sinyalinin aEKG sinyalinden verimli bir şekilde (%100) elde edildiğini kanısına varmışlardır.

Kharabian ve ark. [18] çok kanallı aEKG kayıtlarını kullanarak düşük SNR'de fetal R dalgası tespitini sağlamışlardır. Çalışmalarında fEKG tahmini için π CA tekniğini kullandılar ardından R-piklerini arttırılmasını Hilbert dönüşümü ile sağladılar. Önerdikleri yöntemlerin değerlendirmesini 500 Hz örnekleme frekansı ve gürültü eklenmiş sekiz sentetik kayıt kullanılmıştır. Ayrıca fetal sinyalleri çıkarmak için Bağımsız Bileşen Analizi (BBA) kullanılarak bir karşılaştırma yapmışlardır. Her iki yöntemin performansı ayrı ayrı incelenmiştir. Sonuçlara göre, π CA kullanılarak ayrıştırılan bileşenlere dönüşüm uygulanmasının çok iyi bir performansa sahip olduğunu gözlemlenmişlerdir. Ayrıca, π CA bileşenleri maternal EKG ile benzerliklerine göre sıraladığından, otomatik fetal EKG çıkarımı algoritmalarında kullanılabileceğini sonucuna varmışlardır.

Literatürde bağımsız bileşen analiz ile yapılmış fetal EKG çıkarımına yönelik

Çalışmalardan birini Alkhodari ve ark. [13] gerçekleştirmiştir. BBA tekniğiyle, fEKG sinyalleri, maternal ve gürültü sinyalleri içeren aEKG karışımlarından ayırmışlardır. PhysioNet veritabanından elde edilen abdominal EKG kayıtlarını çalışmalarında kullanmışlardır. Ek olarak, fetal kafadan elde edilen doğrudan bir fEKG sinyali referans sinyal olarak kabul etmişlerdir. Sonuç olarak, geliştirilen Bağımsız Bileşen Analizi algoritması boyunca fEKG başarıyla tespit etmişler ve BBA yönteminin her kayıтта yer alan bileşenleri başarılı bir şekilde ayırdığını saptamışlardır.

Ampirik Mod Ayırıtırma tekniği ile yapılmış çalışmalardan birini Praveen Gupta ve ark. [15] gerçekleştirmiştir. Abdominal elektrokardiyogramlardan çok değişkenli ampirik mod ayırıtırması ile fetal kalp hızı çıkarımını hedefledikleri çalışmada Ampirik Mod Ayırıtırma ile çıkarılan benzer IMF'lerin karşılaştırmasıyla gürültülü aEKG kanallarının ortadan kaldırılması işlemi gerçekleştirmişlerdir. Daha sonra, kalan aEKG kanallarının gürültüden arındırılması, benzer endeksli bazı IMF'lerin elimine edilmesini sağlamışlardır. İstenmeyen anne QRS kompleksleri bu gürültüsüz aEKG kanallarından çıkartıp ve fetal R tepeleri dalgacık tabanlı bir yaklaşımla tespit etmeye çalışmışlardır. Önerdikleri teknik, tespit edilen ve gerçek fEKG sinyalleri arasında yüksek bir değer (0,983) apraz korelasyon katsayısı elde edilmesine neden olmuştur. Önerilen metodoloji, gürültülü abdominal EKG kayıtlarından gerçek hayattaki klinik koşullarda fetal kalp hızı çıkarımı için faydalı olduğu kanıtlanmıştır.

Literatürde geçen bu çalışmalarda fEKG çıkarımı için tekil ayırıtırma yöntemleri kullanılmıştır. Tekil ayırıtırma yöntemlerinin fEKG çıkarımı hususunda iyi sonuçlar elde edildiği görülmektedir. Tekil ayırıtırma yöntemlerini ikili ve üçlü şekilde birleştirilerek daha iyi fEKG çıkarımı sağlanması için yapılmış çalışmalar mevcuttur. Liu ve arkadaşları [19] bağımsız bileşen analizi, topluluk ampirik mod ayırıtırması, dalgacık büzülmesine (wavelet shrinkage) dayalı invaziv olmayan fEKG ayırımı ve gürültü azaltma için uyarlamalı bir entegre algoritma ile fEKG çıkarımı yapmışlardır. İlk olarak, karışık aEKG sinyalini ayırmak ve gürültülü fEKG'yi elde etmek için Bağımsız Bileşen Analizi algoritmasını kullanmışlardır. İkincisi, ayrılmış gürültülü fEKG'ye dayanarak, kontamine fEKG'yi uyarlamalı olarak göstermek için entegre topluluk ampirik mod ayırıtırması - dalgacık büzülmesi algoritmasını önerilmiştir.

Lee ve ark. [20] tek kanallı maternal abdominal EKG ıkarımı için STVD (Sıralı Toplam

Varyasyon Gürültü Arındırma) yöntemini geliştirmişlerdir. STVD'yi genişletilmiş Kalman Filtre çerçevesi, TSPCA (Template Struction+PCA) ve TVD + TSPCA'yı karşılaştırdılar. STVD'nin gerçek fEKG R-tepe değerlerini doğru bir şekilde bulabileceğini saptamışlardır. Bu yöntemin düşük bir hesaplama yükü olmasından dolayı fHR'yi izlemek için kullanılabilir yöntemlerden biri olduğu kanısına varmışlardır.

Gao ve ark. [21] tek bir kanal sinyali kullanarak fEKG çıkarımı gerçekleştirmişlerdir. FEKG çıkarımı için sinyallerin hem spektral hem de zamansal gösterimleri üzerinde yinelemeli bir uygulama kullanmayı amaçladılar. SVD (Singular Value Decomposition) ve SVD+ICA yöntemini kullanarak maternal kalp atışı oluşumlarının saptanmasını karşılaştırmışlardır. Her iki yöntemin de iyi tespit sağladığını bununla birlikte, SVD+ICA yönteminin SVD'nin başarısız olduğu olayların çoğunu tespit ettiğini gözlemlemişlerdir.

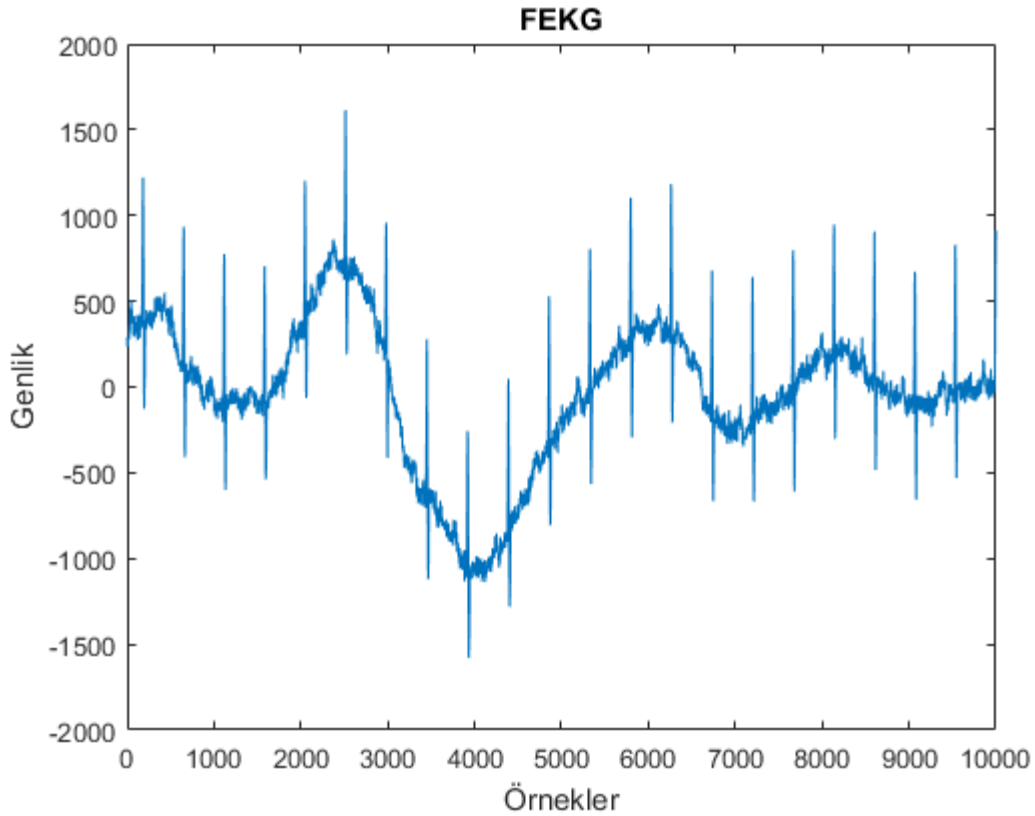
1.3 Çalışmanın Amacı

Bu tez çalışmasında anne karnından ölçülen sinyal kayıtlarından fetal EKG çıkarımının yapılması amaçlanmıştır. Çalışma Matlab ortamında gerçekleştirilmiştir. Öncelikle veri tabanından alınan mEKG sinyali ve fEKG sinyali karıştırılarak Bağımsız Bileşen Analizi (BBA) tekniğiyle karışım sinyalinin ayrıştırılması hedeflendi. İkinci aşamada anne karnından kayıt edilmiş EKG sinyalleri üzerinde çalışıldı ve tez çalışmasında belirlenen sinyal işleme teknikleri ile fetal EKG'nin çıkartılması amaçlandı. Bu sinyallerden fetal EKG'yi çıkartabilmek için öncelikle Sonlu Dürtü Yanıtı (SDY) filtre kullanıldı ve sinyaller içerisindeki DC bileşenlerin kaldırılması hedeflendi. Daha sonra Bağımsız Bileşen Analizi yöntemlerinden biri olan fastICA ile abdominal sinyaller bağımsız bileşenlerine ayrıştırıldı. Grupsal Ampirik Tabanlı Gürültü Arındırma Tekniği (EEMD) ile bulunan bağımsız bileşenleri içerisindeki gürültüler elemine edildi. Sinyal işleme teknikleri sonucunda bulunan mEKG sinyali, abdominal sinyallerden bastırılarak fEKG'nin tespiti sağlandı.

2. MATERYAL VE YÖNTEMLER

2.1 Veri Kümesi

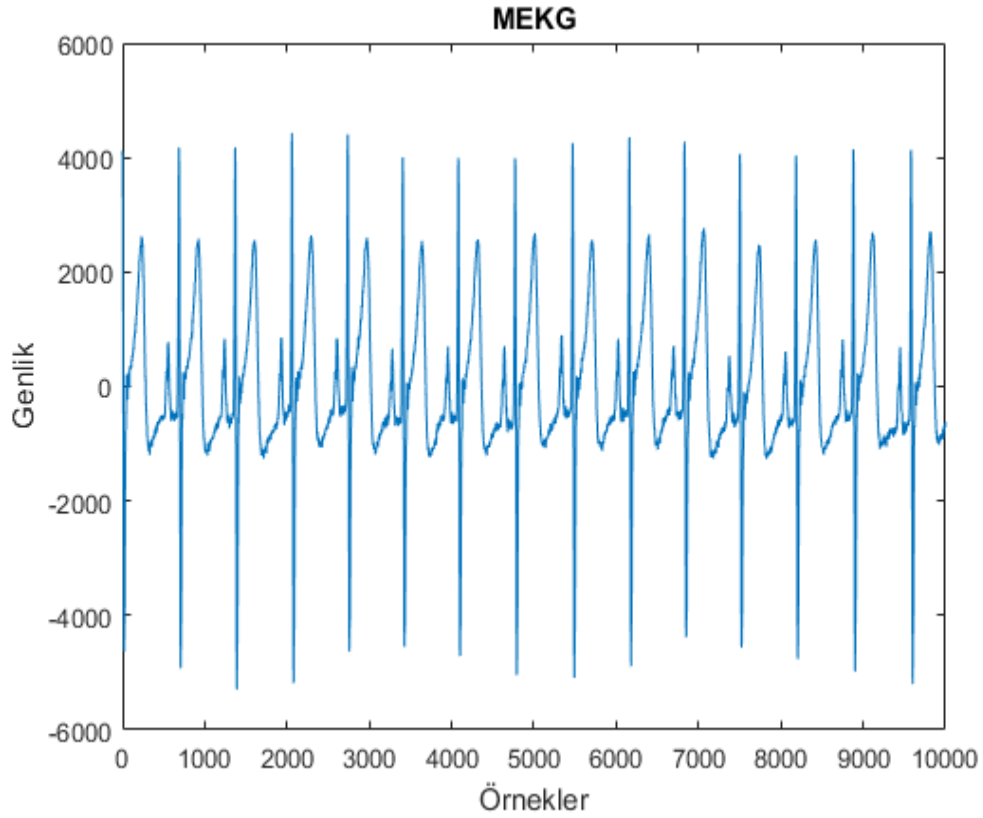
Çalışmada sunulan sinyal işleme yöntemleri kendi karıştırdığımız fEKG, mEKG sinyalleri ve orijinal anne karnından kayıt edilmiş EKG sinyalleri üzerinde ayrı ayrı uygulandı. Öncelikle karışım sinyalini oluşturmak için Physionet, Abdominal ve Direkt Fetal EKG veri tabanından [22] aldığımız fetal EKG sinyalini kullandık. FEKG, doğrudan fetal kafadan elde edilmiş sinyallerdir. Sinyal 16 bit çözünürlükte, 1kHz örnekleme hızına sahip ve sinyal uzunluğu 10 saniyedir. Şekil 2.1’de veri tabanından aldığımız fEKG sinyalini görmekteyiz.



Şekil 2.1. FEKG Sinyali.

MEKG sinyalini ise Pyhsionet, Non-invasive Fetal EKG Veritabanından [23] alınmıştır. Bu veri tabanı, 21 ila 40 haftalık hamilelik arasında tek bir denekten alınan 55 çok kanallı abdominal non-invaziv fetal elektrokardiyogram kaydı içerir. Her bir kayıta iki göğüs

sinyali ve 3 veya 4 karın sinyali içerir. Kullanılan mEKG sinyali ecgca102.edf kayıttındaki Thorax_1 sinyalidir. Bu sinyal anneye ait göğüsten alınmış EKG sinyalini içerir. Sinyal 16 bit çözünürlükte, örnekleme frekansı 1Khz, sinyal uzunluğu 10 saniyedir. Şekil 2.2’de veri tabanından aldığımız mEKG sinyalini görmekteyiz.

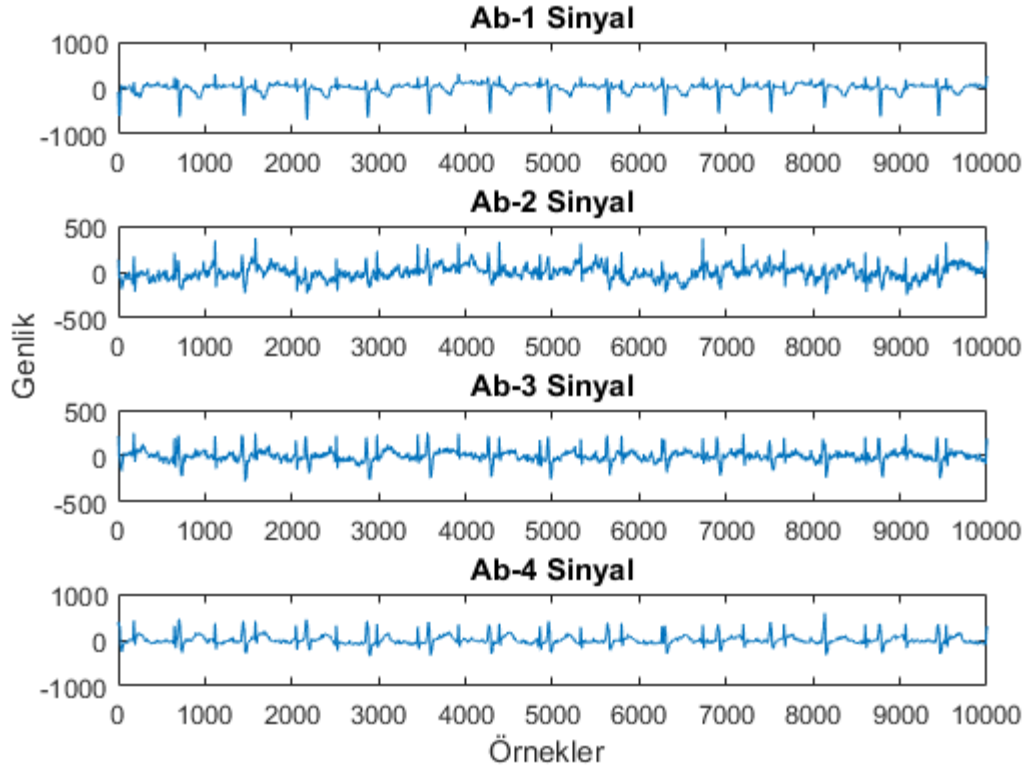


Şekil 2.2. MEKG Sinyali.

Veri tabanından alınan fEKG ve mEKG sinyalleri karıştırılarak karışım sinyali oluşturuldu ve bu karışım sinyalinin çalışmada kullanılan yöntemler ile ayrıştırılması sağlandı.

İkincil olarak anne karnından kayıt edilmiş EKG verileri üzerinde çalışıldı. Bunun için Pyhsionet Abdominal ve Direkt Fetal EKG veri tabanındaki [22] abdominal sinyallerini kullandık. Veri tabanı, hamile 5 farklı kadından, hamileliğinin 38 ila 41 hafta arasında alınan çok kanallı fetal elektrokardiyogram kayıtlarını içermektedir. Her bir hamile kadından alınan kayıtta, anne karnından alınan dört sinyal ve fetal baştan eş zamanlı olarak kaydedilen direkt elektrokardiyogram sinyali mevcuttur. Çalışmada bir hamile kadına ait r01.edf sinyal kaydındaki Abdomen_1 (karın sinyali-1), Abdomen_2 (karın

sinyali-2), Abdomen_3 (karın sinyali-3), Abdomen_4 (karın sinyali -4) sinyalleri kullanıldı. Sinyaller 16 bit çözünürlükte, örnekleme hızı 1Khz ve sinyal uzunluğu 10 saniyedir. Çalışmada kullanılan 4 kanallı abdominal sinyal kaydı Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. R01.edf-Abdominal Sinyaller.

2.2 Bağımsız Bileşen Analizi (BBA)

Bağımsız Bileşen Analizi (BBA) gözlemlenen sinyal karışımları içerisindeki gizli sinyalleri bulmaya yönelik matematiksel bir tekniktir. BBA, öncelikle çok kaynaklı çoklu sensör uygulamalarındaki karma sinyalleri ayırmak için kullanılır. BBA aEKG'den fEKG sinyalini ayırmak için kullanılan popüler yöntemlerden biridir [13]. BBA, tahmini bileşenlerin istatistiksel bağımsızlığı üzerinde çalışır ve bu bağımsızlığı en üst düzeye çıkararak bağımsız bileşenlerin bulunmasını amaçlar. BBA için bağımsızlığın tanımı iki şekilde yapılabilir; karşılıklı bilgilerin minimum düzeye indirilmesi ve non-Gaussianity

en üst düzeye çıkarılmasının sağlanmasıdır [24]. Eşitlik 1’de BBA formülü ifade edilmiştir.

$$x = A.s \quad (1)$$

Bu formülasyonda x , bilinen ayrık işareti; s ise bağımsız bileşeni ifade eder. A ise karıştırma matrisi olarak kabul edilir. Bu formülasyonda yapılmak istenen değeri bilinmeyen A ve s değerlerini, ayrık işaretler olan x kullanılarak bulunmasıdır. Ayrık işaret ve bağımsız bileşen sayısı bağımsız bileşen analizinde eşit olarak kabul edilir. A matrisi kare olarak hesaplanır. Hesaplanan A matrisinden sonra bağımsız bileşen değerleri bu matrisin tersi hesaplanıp bulunabilir [25]. Eşitlik 1’deki formülde eşitliğin her iki tarafını karıştırma matrisinin tersi ile çarptığımızda bağımsız bileşen s ’yi buluruz. Eşitlik 2’de karıştırma matrisinin tersi W ile ifade edilmiştir. Bu formülasyona göre bağımsız bileşeni basitçe ifade edebiliriz.

$$s = W.x \quad (2)$$

2.2.1 Normal-Dışılığının Ölçümleri

BBA modelini tahmin etmenin yolu normal-dışılığının ölçülmesidir. Normal-dışılığın ölçülmesi olmadan, tahmin hiçbir şekilde mümkün değildir [13].

Ayrıca, normal-dışılık aynı zamanda rastgelelik derecesinin ifade edilmesidir. Bir sinyal ve bir sinyalin bilgi içeriğinin ne olduğuyla ilgilidir. Daha az rastgele sinyal (daha fazla yapılandırılmış sinyal) rastgele olandan daha az bilgi taşır ve bunun tersi de olabilir.

Normal-dışılığı BBA tahmininde kullanmak için, bir sinyalin normal-dışılığın nicel ölçümü yapılmalıdır. Yaygın olarak kullanılan ölçümlerden ikisi sivrilik (kurtosis) ve entropi ölçümleridir [26].

a) Sivrilik (Kurtosis)

Kurtosis değeri veya bir başka isimle dördüncü dereceden kümülme sırasıyla Gaussian, alt Gaussian ve süper Gaussian verileri için değerleri sıfır, negatif ve pozitifdir. Kurtosisin mutlak değeri, sıfır veya pozitif olacağından ve sinyal bağımsız olduğunda kurtosis

maksimum değerde olacağından dolayı sıklıkla kullanılır. Sinyalin (k), kurtosis değeri bulunduğu eşitlik 3’de ifade edilmiştir [26].

$$kurt(k)=E[k^4]-3E[k^2]^2 \quad (3)$$

b) Negentropi

Negentropi ikinci önemli bir normal-dışılığın ölçüsüdür. Rastgele bir değişkenin entropisini yorumlamak için, değişkenin verdiği bilginin derecesi kullanılır. Değişken ne kadar tahmin edilemez ve rasgele yapıdaysa entropisi o kadar büyük olacaktır. Entropi H ’nin, Y gibi ayrık bir rasgele değişken için tanımlanması eşitlik 4’de verilmiştir. Denklemden a_i , Y ’nin olası değerleridir. [27].

$$H(Y) = -\sum_i P(Y = a_i) \log(P(Y=a_i)) \quad (4)$$

BBA için algoritmalar, karmaşıklığı en aza indirmek için ön işleme adımları uygulanır. Ön işleme adımlarını merkezleme ve beyazlatma olarak sayabiliriz. BBA kapsamına giren bazı algoritmalar FASTICA, Infomax ve JADE algoritmalarıdır [24].

2.3 Hızlı Bağımsız Bileşen Analizi (FastICA)

Bu çalışmada kullanılan Bağımsız Bileşen Analiz yöntemi fastICA’dır. FastICA, kaynakların bağımsızlığı ilkesi üzerine çalışan bir tekniktir. FastICA, gözlem sayısı az olduğunda sinyal bileşenlerini ayırmak için faydalı bir yoldur. FastICA; sinyal kaynakları olan mEKG, fEKG ve farklı kaynaklardan gelen gürültüler gibi açık ve kararlı bağımsız bileşenlerin çıkarılmasını sağlar [28].

1) Ön işleme

Verilere bir BBA algoritması uygulamadan önce, bazı ön işlemler yapılması BBA’nın iş yükünün azaltılmasında ve algoritmanın daha iyi sonuçlar almasında fayda sağlayabilir. Bu sebepten dolayı algoritmanın verimliliğini arttırmak için yararlı bir adımdır. Sinyal ön işleme aşamalarını merkezleme ve beyazlatma olarak sayabiliriz [28].

Merkezeleme aşamasında verinin genel ortalamasını bulunup veri vektörünün her bir elemanından çıkartılması şeklinde olur [29].

Beyazlatma aşamasında ise veri korelasyonunun en üst düzeye çıkartılmasını sağlar ve Öz Değer Ayırıştırması yoluyla veri vektörleri için bir varyans elde eder [13].

2.4 Ampirik Mod Ayırıştırması (EMD)

Ampirik Mod Ayırıştırması (EMD) tekniği veri odaklı çalışma mekanizmasına sahiptir [30, 31]. Tek kanallı sinyallerin analizi üzerine çalışan bir yöntemdir. Doğrusal olmayan ve durağan olmayan zaman serilerinin ayrıştırılması için faydalı bir tekniktir [31, 32].

Sinyal, önceden yapılmış bir işlem olmadan verilerin kendisinin zaman ölçeği özelliğine göre analiz edilmesini sağlar. Bundan dolayı uyarlanabilir ve her türlü EKG sinyali için uygulanabilir bir yöntemdir [31].

EMD tekniği ile zaman alanından çıkmadan sinyalin ayrıştırılması mümkündür. EMD, sinyali farklı zaman ölçeklerinde İçsel Mod Fonksiyonları (IMF) adı verilen bileşenlere böler [30].

IMF'ler karmaşık verilerin ayrıştırılmasını sonucunda oluşan sonlu ve az sayıda salınımda durağan olmayan bileşenlerdir [33].

EMD yöntemi ile sinyal tekrarlı bir eleme işlemiyle IMF'lerine ayrılır. Her IMF aşağıdaki iki koşulu sağlamalıdır:

- (i) İlk olarak, ekstrema sayısı ve sıfır geçiş sayısı, tüm sinyal kaydında eşit olmalıdır.
- (ii) İkinci olarak tüm kayıtlarda yerel maksima tarafından tanımlanan zarfın ve yerel minima tarafından tanımlanan zarfın ortalama değeri sıfıra eşit olmalıdır [7].

Ham sinyal için EMD algoritmasının adımları aşağıdaki gibidir:

(a) Ham sinyalinin pik noktaları belirlenir.

(b) Sinyalin alt zarfı (elower) ve üst zarfı (eupper) ayrı ayrı oluşturulur.

(c) Ortalama zarf belirlenerek orijinal sinyalden çıkartılır ve ilk İç Mod Fonksiyonu (IMF1) oluşturulur. Eşitlik 5 'de bu adım gösterilmiştir. Burada $s(t)$ ham sinyali, $m_1(t)$ ortalama zarfı, $h_1(t)$ ise ilk bulunan IMF'yi temsil eder.

$$h_1(t) = s(t) - m_1(t) \quad (5)$$

Eğer $h_1(t)$ IMF olma şartlarını sağlarsa, eleme işleminde elde edilen ilk IMF olarak sayılır. Eğer IMF olma şartlarını sağlayamazsa, $h_1(t)$ (a) ve (b) adımları tekrardan yapılır.

$$h_{1,1}(t) = h_1(t) - m_{1,1}(t) \quad (6)$$

Adımlar yinelemeli olarak sağlandıktan sonra n döngü sonrasındaki IMF eşitlik 7 'deki gibi gösterilir.

$$h_{1,n}(t) = h_{1,n-1}(t) - m_{1,n}(t) \quad (7)$$

d) İlk IMF ($c_1(t)$) orijinal sinyalden çıkartılarak artık $r_1(t)$ elde edilir:

$$r_1(t) = s(t) - c_1(t) \quad (8)$$

e) $r_1(t)$ yeni sinyal olarak, ikinci IMF; $c_2(t)$ olarak ifade edilir. İkinci artık $r_2(t)$ elde edebilmek için yukarıdaki adımlar tekrardan sağlanır. Artık sinyal aşağıdaki eşitlik 9'daki gibi ifade edilebilir:

$$r_p(t) = r_{p-1}(t) - c_p(t) \quad (9)$$

Orijinal veri elde edilen tüm IMF'lerin tekrar toplanmasıyla elde edilebilir:

$$x(t) = \sum_{i=1}^K c_i(t) + r_L(t) \quad (10)$$

Buradaki K ayırıştırma sonrası elde edilen IMF'lerin sayısıdır [32].

2.5 Grupsal Ampirik Mod Ayırıştırma (EEMD)

Ampirik Mod Ayırıştırma uyarlanabilir bir zaman-frekans veri analizi yöntemidir. Gürültülü doğrusal olmayan ve durağan olmayan süreçlerde üretilen verilerden sinyalleri çıkarmak için geniş bir uygulama alanına sahiptir.

Orijinal AMA'nın en büyük dezavantajlarından biri, çok farklı ölçeklerdeki sinyallerden oluşan tek bir IMF veya farklı IMF bileşenlerinde bulunan benzer bir ölçekte bir sinyal olarak tanımlanan mod karıştırmanın sık ortaya çıkmasıdır. Mod karıştırma, sinyal kesintisinin bir sonucudur [34].

Grupsal ampirik mod ayırıştırma (EEMD), doğrusal olmayan ve durağan olmayan sinyalleri analiz etmek için tamamen veriye uyarlanan bir yöntem olan ampirik mod ayırıştırma tabanlı algoritmadır [35].

EMD'nin büyük bir uygulanabilirliği olmasına rağmen, yine de zayıf yönleri vardır. Sinyalin birçok İçsel Mod Fonksiyonunun yeniden yapılandırıldığı düşünüldüğünden, mod karıştırmasına neden olabilir [36]. EMD karışımıyla serilere sonlu miktarda Gauss beyaz gürültüsü eklenerek grupsal ampirik mod ayrışımı yapılır ve mod karıştırma çoğunlukla ortadan kaldırılır [35].

Öncelikle orijinal sinyallere beyaz gürültü eklenerek grupsal veri kümeleri oluşturulur. Ardından, işlem son topluluk sayısına ulaşana kadar her topluluk veri kümesinde EMD yapılır. Nihai değer, topluluk işleminden kaynaklanan ardışık bileşenlerin ortalaması alınarak elde edilir. EEMD yönteminin amacı, IMF'nin her salınımlı modunda daha iyi spektral ayırma elde etmektir [37].

EEMD'nin adımları şu şekilde özetlenebilir [36]:

1. Orijinal sinyal $x(t)$ içine bir dizi beyaz gürültü $n(t)$ eklenir (eşitlik 13) ve yeni sinyali elde edilir:

$$X(t) = x(t) + n(t) \quad (13)$$

2. $x(t)$ EMD ile ayrıştırılır (eşitlik 14). Şu şekilde kaydedilen n IMF leri alınır:

$$X(t) = \sum_{i=1}^n imf_i(t) + r_n(t) \quad (14)$$

3. Orijinale j farklı beyaz gürültü dizisi eklenir (eşitlik 15) ve yukarıdaki iki adımı tekrarlanır:

$$X_j(t) = \sum_{i=1}^n imf_{ij}(t) + r_{nj}(t) \quad (15)$$

4. Aynı IMF değerine sahip ve EEMD tarafından ayrıştırılan ortalama miktarı hesaplanır (eşitlik 16):

$$X_j(t) = \sum_{i=1}^n imf_{ij}(t) + r_{nj}(t) \quad (16)$$

5. $imf_j(t)$ ve son kalanı yeniden yapılandırarak gürültü azaltma sinyalini elde edilir (eşitlik 17):

$$x_1(t) = \sum_{i=1}^n imf_i(t) + r_n(t) \quad (17)$$

2.5 Ampirik Mod Ayrıştırılması Tabanlı Gürültü Giderme Tekniği

Ampirik mod ayrıştırılması tabanlı gürültü giderme tekniği aşamaları aşağıdaki gibidir:

- Öncelikle sinyal içerisinde bilgi içermeyen bir bölge belirlenir.
- Belirlenen bu bölge ile gürültü eşikleri bulunur.
- EEMD yöntemiyle ham sinyal IMF'lerine ayrıştırılır.
- Bulunan her bir IMF önceki aşamada bulunan eşik değerleri doğrultusunda filtrelendir.

Bu çalışmada yumuşak eşikleme tekniği evrensel eşik belirleme ile kullanılmıştır. Eşitlik 11'de med_i i. IMF'nin ortanca mutlak sapmasını, ς_i i. IMF'nin gürültü seviyesini, eşitlik 12'deki t_i ise eşik değerini belirtir.

$$\varsigma_i = med_i / 0.6745 \quad (18)$$

$$t_i = \varsigma_i (2 \log(L))^{1/2} \quad (19)$$

2.6 Sonlu Dürtü Yanıtı Filtresi (SDY)

Sonlu dürtü yanıtı (SDY) filtresi, dürtü yanıtı sınırlı süreye sahip olan dijital bir filtredir, çünkü sonlu zamanda sıfıra yerleşir [38]. Geri bildirime sahip olmadıkları için geri dönüşümlü olmayan dijital filtreler olarak da bilinir [42].

SDY filtresinin amacı gürültüyü gidermek veya azaltmak ve sinyal kalitesini arttırmaktır. SDY filtresinin avantajı sabittir ve doğrusal fazlıdır. SDY filtrelerinin dezavantajı bazen sağlanan cevap özelliğine göre filtreye ulaşmak için daha fazla belleğe ve çok daha fazla hesaplama gücüne ihtiyaç duyar [39].

SDY filtresi, filtrelemenin amacına göre bir sinyalin çıkışını üretmek için dijital giriş sinyali üzerinde çalışan yazılımda uygulanan matematiksel bir algoritmadır [2]. N dereceli SDY filtresi için, çıkışın değeri eşitlik 18’de tanımlanırken, filtrenin transfer fonksiyonu eşitlik 19’de tanımlanmıştır.

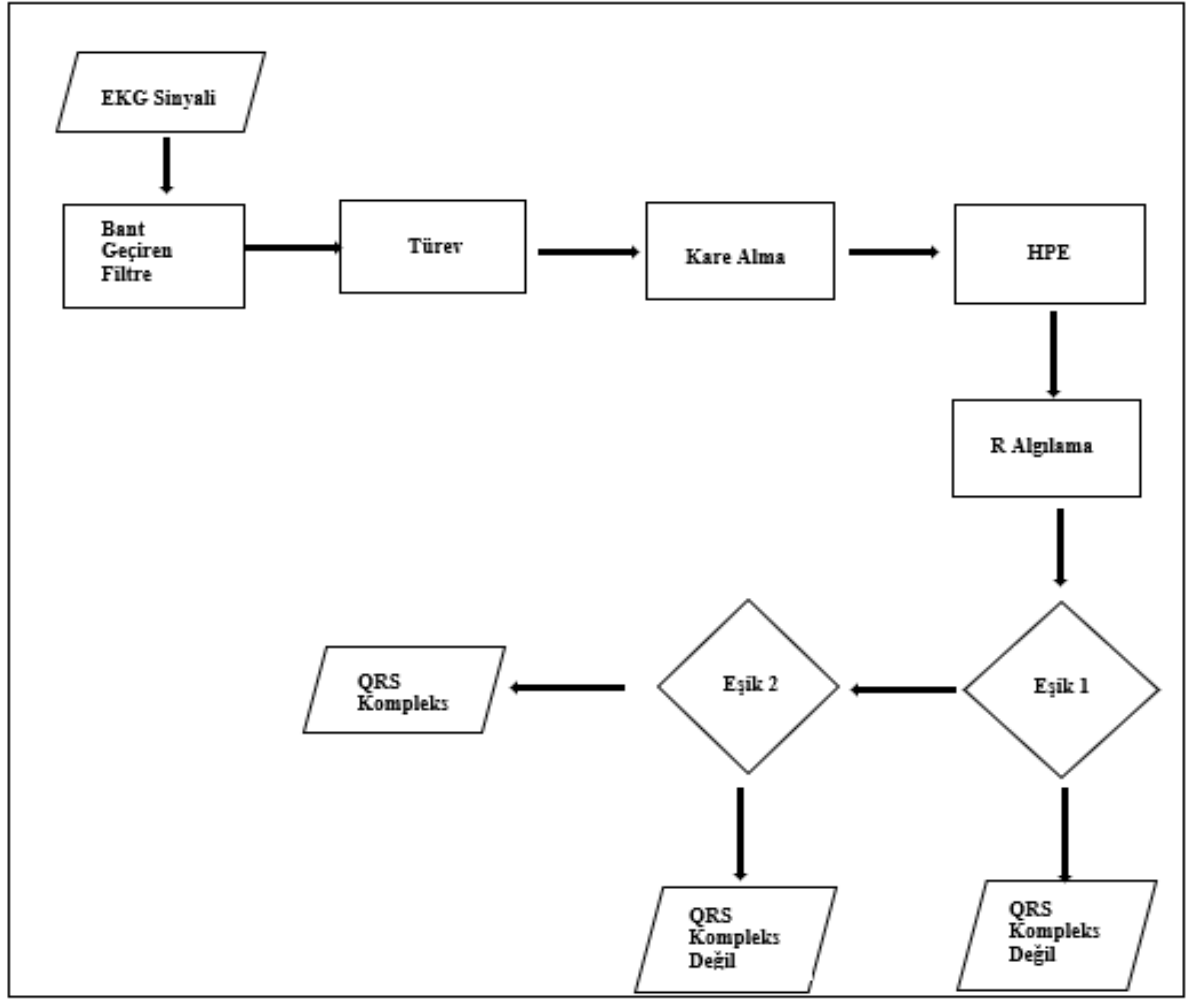
$$y[n] = \sum_{i=0}^{N-1} b_i x[n - i] \quad (18)$$

$$H[z] = \sum_{i=0}^{N-1} b_i z^{-i} \quad (19)$$

(13) ve (14) eşitliklerindeki semboller: $x[n]$, giriş sinyalidir, $y[n]$, çıkış sinyalidir, n , SDY filtresinin derecesinin değeridir, bir filtre katsayısıdır, $H(z)$ filtrenin transfer işlevidir ve z^{-1} birim gecikmesidir. Bir SDY filtresi genellikle filtrenin çıktısını oluşturmak için bir dizi gecikme, çarpan ve ekleyiciler kullanılarak uygulanır [39].

2.7 Pan & Tompkins Yöntemi

Pan ve Tompkins tarafından sunulan algoritma EKG sinyali içerisindeki QRS kompleksinin algılanmasında kullanılan algoritmadır [40, 41]. Yüksek kaliteli klinik EKG sinyal verilerini kullanarak iyi QRS algılama performansı sağlayabilir [41]. Bu algoritma, QRS komplekslerindeki R-tepe değerlerini tanımlamak için entegre bir pencerenin genliğini, eğimini ve genişliğini kullanır [41] [42]. Algoritma, Şekil 2.4’deki diyagramda gösterildiği gibi bir bant geçiren filtre (Düşük Geçiş ve Yüksek Geçiş Filtreleri), türev, bir kareleme işlevi, bir hareketli pencere entegrasyonu (HPE), eşik ve karar aşamalarından oluşur [41].



Şekil 2.4. Pan&Tompkins Algoritması.

a) Bant Geçiren Filtre

Elektrotlardan gelen EKG sinyalleri, 50 Hz şebeke gürültüsü, kas aktivitesinden kaynaklanan potansiyeller ve yakındaki diğer elektronik cihazların parazitleri gibi çeşitli gürültüler tarafından bozulur. Bu nedenle, istenmeyen verilerin işlenmesini ve yanlış yorumlanmasını önlemek için sinyaller filtreleme gibi ön işlemeye tabi tutulmalıdır [42, 43].

Algoritma bu aşamada kas gürültüsünün, şebeke girişiminin ve T dalgası girişiminin etkisini azaltmak için sinyali bir alçak geçiren ve bir yüksek geçiren filtreden geçirir [1].

Bant geçiren filtre, gürültünün etkisini azaltır. Arzu edilen geçiş bandı, QRS enerjisini uygun bir frekansa kadar maksimize eder [41].

b)Türev

Türev işlem, P ve T dalgalarını baskılayan en büyük eğimli QRS kompleksini tespit etmek için kullanılır [42].

c)Kare Alma

Farklılaşmadan sonra, sinyalin karesi alınır [43]. Kare alma işlevi, yanlış algılamaya neden olan T dalgalarından kaynaklanan olağan daha yüksek genliklerin azaltılmasına yardımcı olur [41].

d) Hareketli Pencere Entegrasyonu (HPE)

Hareketli pencere entegrasyonunun amacı, R dalgasının eğimine ek olarak dalga formu özellik bilgisinin elde edilmesidir [43]. Bu süreçte entegre pencere önemlidir. Olası bir QRS kompleksiyle eşleştirmek için [41] en geniş entegre pencere kullanılmalıdır [42].

e) Karar

Sinyal önceden işlendikten sonra, bir sonraki adım karar aşamasıdır. Bu adım, eşikler kullanılarak HPE sonucunun bir QRS kompleksi olup olmadığına karar vermek için gerçekleştirilir [41].

2.8 Fetal EKG Çıkarımı için Önerilen Algoritma

Çalışmada veri tabanından alınan fEKG, mEKG sinyalleri karışımları ve anne karnından kayıt edilmiş orijinal veriler üzerinde ayrı algoritmalar kullanıldı.

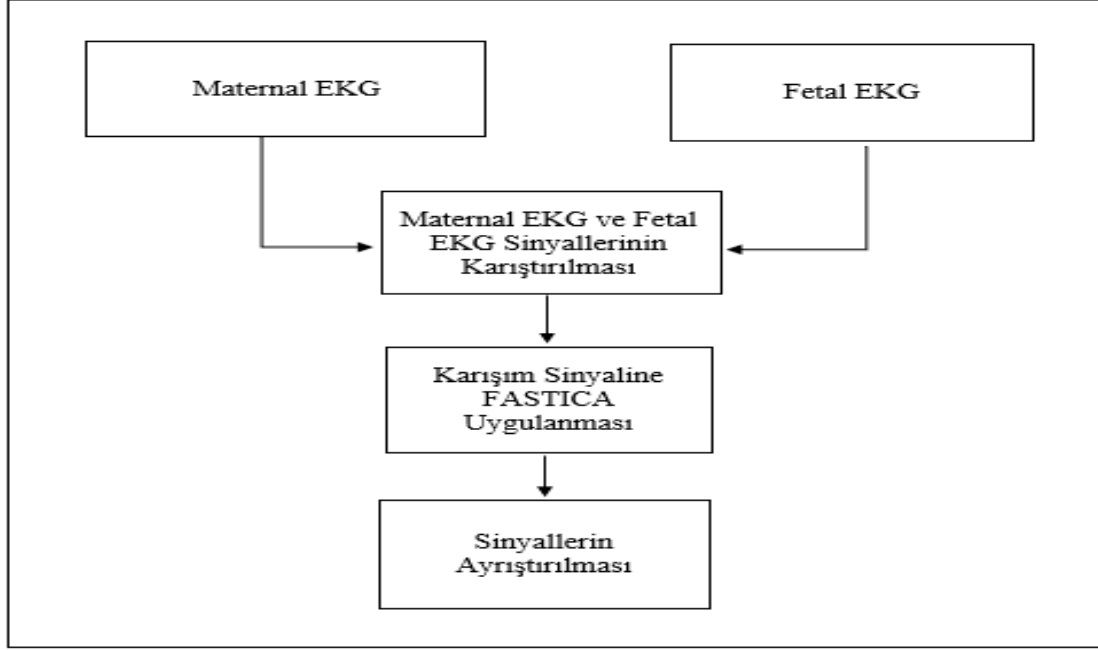
İlk olarak fEKG ve mEKG karışım sinyalinin BBA ile ayrıştırma işlemi yapıldı. BBA algoritmalarından biri olan fastICA bu aşamada kullanıldı. FastICA'nın girişini karışım sinyali oluştururken çıkışında algoritmanın iki bağımsız bileşeni bulmasını istedik. Karışım sinyalinin ayrıştırılması için sırasıyla yapılması gereken işlemler Şekil 2.5'de verilmiştir.

İkinci olarak anne karnından kayıt edilmiş orijinal veriler üzerinde SDY Filtre, FastICA, EEMD gürültü arındırma tekniği sırasıyla uygulandı. SDY filtresi, dürtü yanıtı sınırlı süreye sahip olan dijital bir filtredir [38]. Geri bildirimine sahip olmadığından dolayı geri dönüşümlü olmayan dijital filtreler olarak da adlandırılabilir [39].

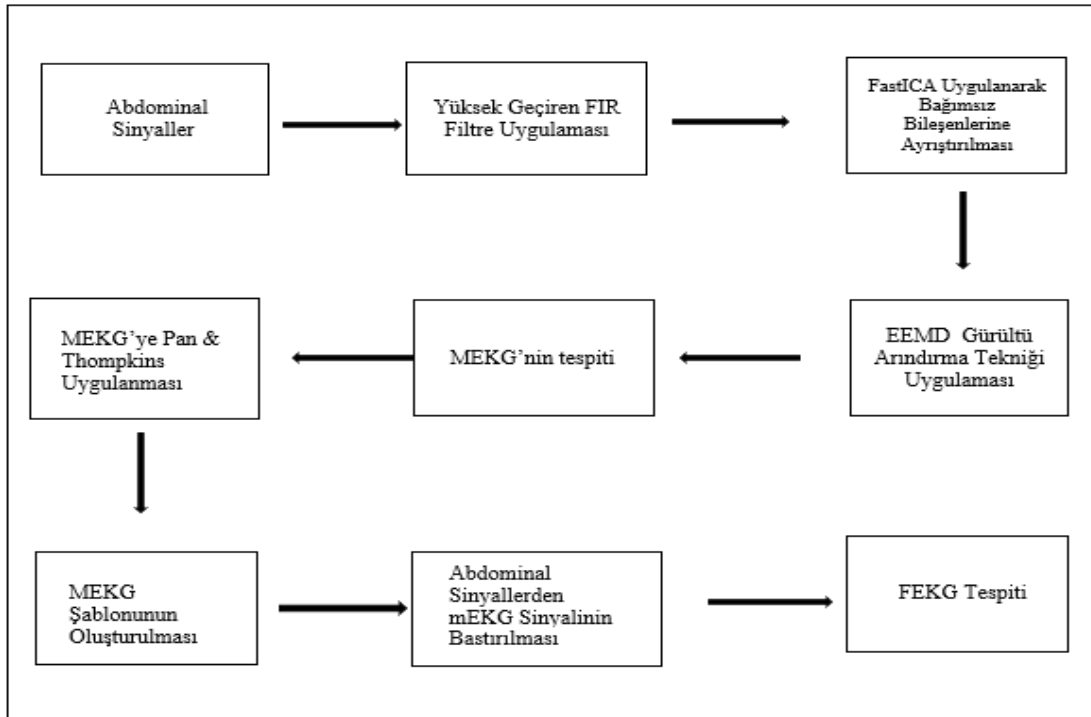
Abdominal sinyallere FastICA ve EEMD yöntemi uygulamadan önce yüksek geçirgen SDY filtresine tabi tutuldu. SDY filtresi sayesinde abdominal elektrokardiyogram sinyaller üzerindeki DC bileşenleri azaltmayı hedefledik. Veri tabanından aldığımız hamile kadına ait 4 abdominal sinyal için yüksek geçirgen SDY filtresi uygulanarak verileri FastICA işlemi için hazır hale getirildi.

FastICA tekniğinde yüksek geçiren SDY filtresinden geçirilen abdominal sinyaller giriş olarak kullanılmıştır. Bu teknikte abdominal sinyaller FastICA ile bağımsız bileşenlerine ayrıştırılmıştır. Daha sonra bulunan bağımsız bileşenler EEMD tabanlı gürültü arındırma tekniği ile işlenip daha temiz bağımsız bileşenler elde edildi. Bağımsız bileşenlerden biri maternal EKG sinyali ile ilişkilendirildi. Maternal EKG'ye Pan & Tompkins algoritması uygulanarak EKG sinyalindeki R-peak noktalarının bulunması hedeflendi. Bulunan peak noktalarına göre sinyalin QRS aralığında 1 değerini alan diğer noktalarda 0 sıfır değerini alan bir maternal EKG şablonu oluşturuldu ve fetal EKG'nin tespiti için abdominal sinyallerden maternal EKG sinyalini bastırmak hedeflendi. Bunun için yüksek geçiren filtreden geçirilmiş abdominal sinyallerden oluşturulan maternal şablon sırasıyla çarpılıp fetal EKG sinyalleri tespit edildi. Bulunan fetal EKG sinyallerinin gürültülerinden ayrıştırılması ve daha belirgin halde tespitinin yapılabilmesi için tekrardan fastICA algoritması uygulanıp bağımsız bileşenlerine ayrıştırıldı. Bağımsız bileşenlerden fetal EKG'ye en benzer nitelikte olan sinyal alındı ve Pan & Tompkins algoritması ile R peak sayısının tespiti yapıldı. Abdominal sinyallerden çıkarttığımız fetal EKG'nin başarısını anlayabilmek için Abdominal ve Direkt Fetal EKG veritabanındaki direkt fetal EKG sinyali referans sinyal olarak kullanıldı. Referans fetal EKG sinyalinin peak sayısı Pan & Tompkins yöntemiyle bulunup çıkarttığımız fetal EKG sinyalinin peak sayısı ile karşılaştırıldı ve ayrıştırmanın doğruluğu izlendi.

Şekil 2.6’da anne karnından kayıt edilmiş orijinal verilerin ayrıştırılma işleminde yapılması gereken adımlar sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 2.5.Karışım Sinyalinin Ayrıştırılması.



Şekil 2.6. Abdominal Sinyallerin Ayrıştırılması.

2.9 Fetal EKG R-Tepe Noktalarının Değerlendirilmesi ve Tespiti

fEKG çıkarım sonuçlarını değerlendirmek için duyarlılık (Se), algoritmanın pozitif öngörü değeri (PPV) ve doğruluk (F_1) değerleri hesaplanmıştır. Formüldeki TP , FP ve FN değerleri sırasıyla gerçek pozitif, yanlış pozitif ve yanlış negatifleri gösterir. TP ; gerçek fEKG R-pikleri, FP ; yanlış fEKG R-tepe noktaları, FN ; tespit edilemeyen R-tepe noktalarını gösterir. PPV , gerçek fetal EKG R-tepe noktalarını tespit etme olasılığını ifade ederken, Se değeri R-tepe noktasını tespit etme yeteneğini gösterir. F_1 , fetal EKG R-tepe noktalarının doğru tespit olasılığını gösterir [44].

Eşitlik 20, 21 ve 22'de sırasıyla Se , PPV ve F_1 için formüller verilmiştir.

$$Se = \frac{TP}{TP+FN} * 100 \quad (20)$$

$$PPV = \frac{TP}{TP+FP} * 100 \quad (21)$$

$$F_1 = 2 \frac{PPV \cdot Se}{PPV + Se} = \frac{2 \cdot TP}{2TP + FN + FP} * 100 \quad (22)$$

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

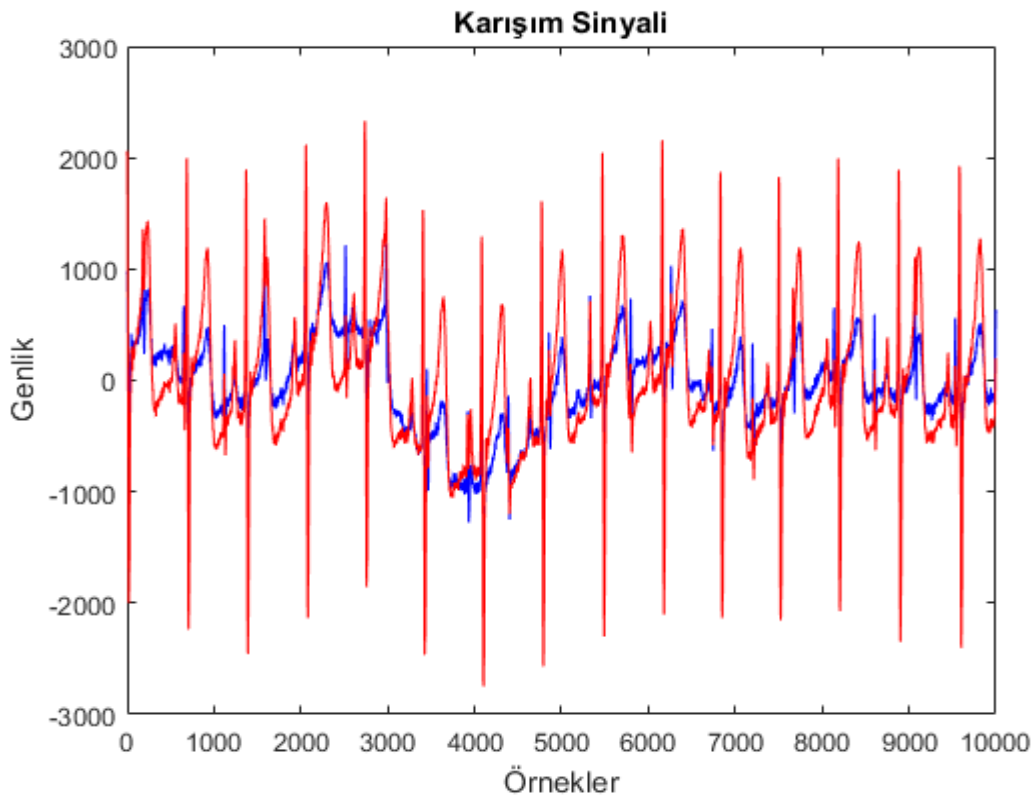
Bu bölümde fEKG çıkarımı için çalışmada belirlenen sinyal işleme yöntemlerinin deneysel sonuçlarına yer verilmiştir. Öncelikle karışım verileri üzerinde FastICA algoritması denenmiştir. Karışım sinyalini oluşturmak için Physionet, Abdominal ve Direkt Fetal EKG veri tabanından alınan direkt fEKG sinyal kaydı ile Pyhysionet, Non-invasive Fetal EKG veri tabanından alınan mEKG sinyali kullanılmıştır. İki sinyal MATLAB ortamında 2 kanallı veri haline getirilmiştir. Daha sonra bu veriler, MATLAB'da oluşturulan karışım matrisi ile karıştırılarak karışım sinyali elde edilmiştir. Karışım sinyali Şekil 3.1'de verilmiştir. 2x2 boyutundaki karışım matrisi aşağıda verilmiştir:

$$A=[0,8207 \ 01793; \ 0,5366 \ 0,4634]$$

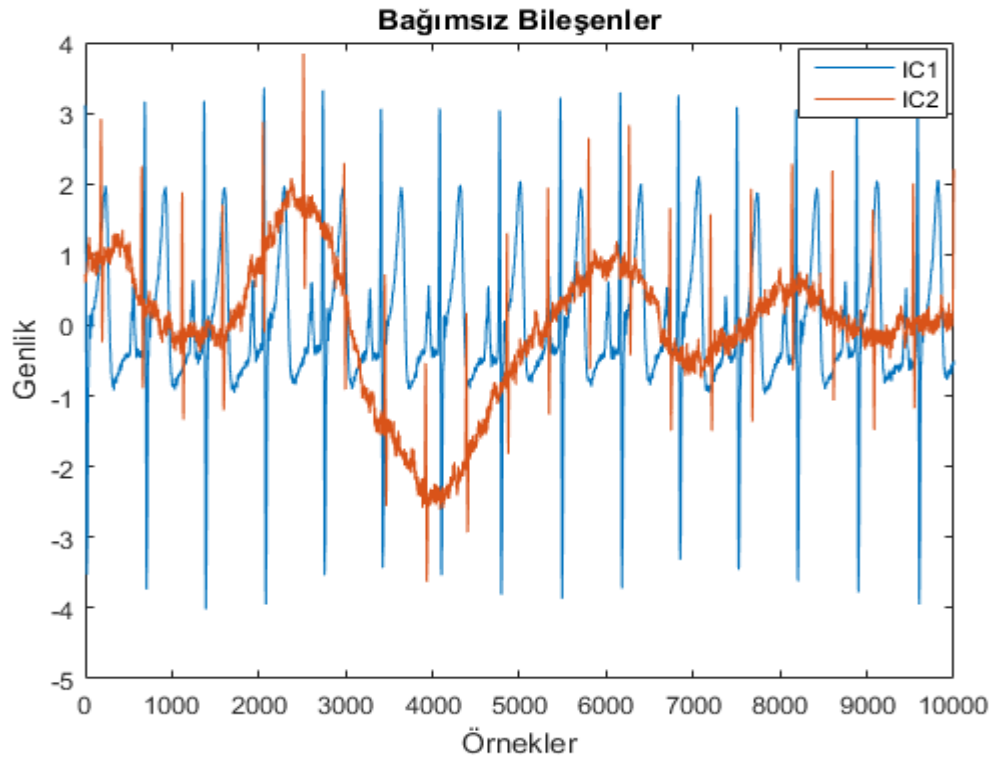
Elde edilen karışım sinyalini ayırtırmak için Bağımsız Bileşen Analizi yöntemlerinden

biri olan fastICA algoritmasına başvurulmuştur. Ayırıştırma sonuçlarının doğruluğunu test edebilmek için korelasyon tekniği kullanıldı. FastICA algoritmasının girişini oluşturan sinyaller ile ayırıştırma sonucunda bulunan sinyaller arasındaki korelasyon incelenerek ve ayrıca sinyal içerisindeki R- tepe noktaları manuel olarak sayılarak ayırıştırmanın doğruluğu incelenmiştir.

FastICA algoritmasının girişini karışım sinyali oluştururken çıkışında algoritmanın karışım sinyali içerisinde 2 bağımsız bileşen bulmasını hedefledik. FastICA sonucunda bulunan bağımsız bileşenler Şekil 3.2’de verilmiştir.

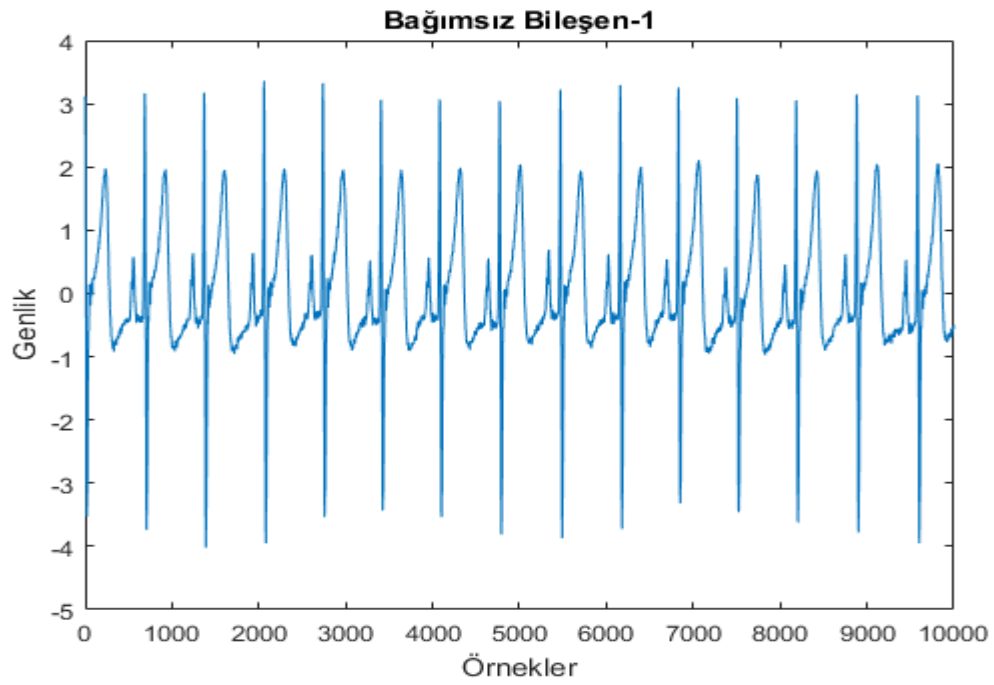


Şekil 3.1. Karışım Sinyali.

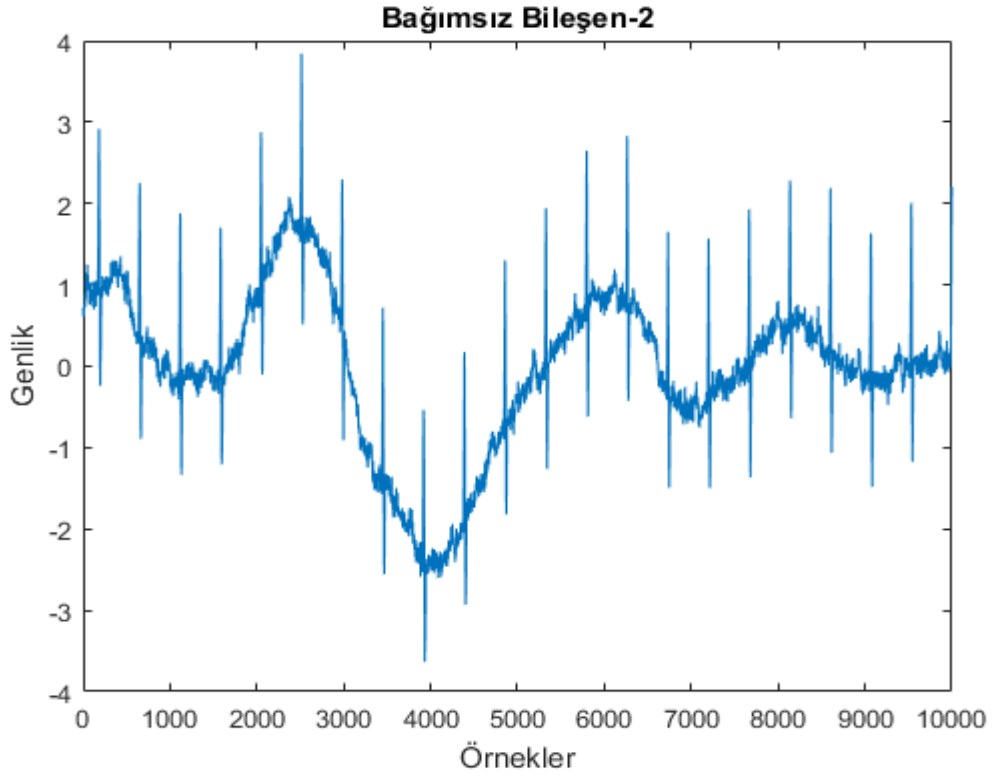


Şekil 3.2. Bağımsız Bileşenler.

Bulunan bağımsız bileşenler şekil 3.3 ve şekil 3.4’de ayrı ayrı çizdirilmiştir.



Şekil 3.3. Bağımsız Bileşen- 1.



Şekil 3.4. Bağımsız Bileşen-2.

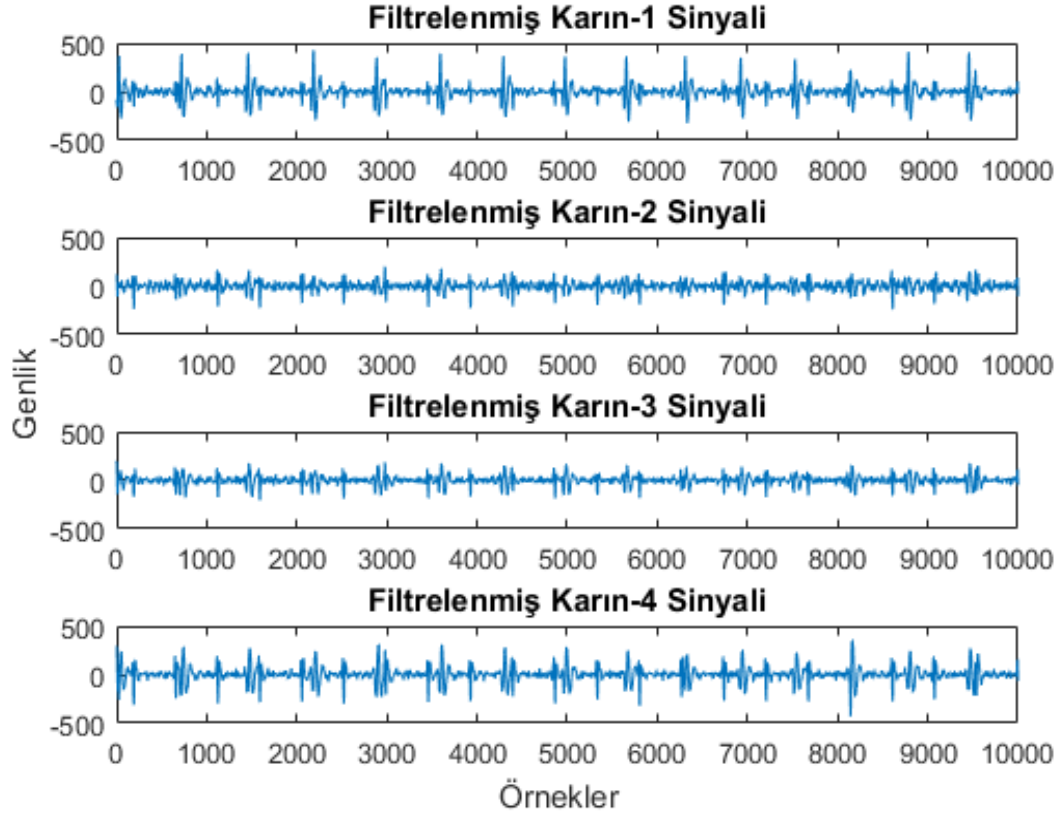
FastICA algoritması ile ayrıştırılan karışım sinyalinin içerisindeki fEKG ve mEKG sinyallerini başarılı bir şekilde tespit edilmiştir. Bağımsız Bileşen-1 sinyali mEKG, Bağımsız Bileşen-2 ise fEKG sinyali olarak bulunmuştur. Ayrıştırma sonucu bulunan verilerin başarısını ölçmek için ayrıştırılan fetal EKG sinyalinin R- tepe noktaları sayısı ile karışım sinyalinin içerisindeki fetal EKG'nin R- tepe noktaları sayısı karşılaştırdı ve korelasyon katsayıları hesaplanarak ayrıştırmanın başarısı ölçülmüştür. Tablo 1'de karışım sinyalini oluşturan fetal EKG, maternal EKG'nin R-tepe noktalarının sayısı ve algoritmanın bulduğu fetal EKG, maternal EKG'nin R-tepe noktalarının sayısını ve korelasyon katsayısını içeren tablo verilmiştir.

Tablo 3.1. Karışım Sinyalinin Ayırıştırma Başarısı.

Veri	Karışım Sinyalini Oluşturan EKG sinyallerinin R-tepe noktaları sayısı	Çıkarılan EKG'nin R-tepe noktaları sayıları	Korelasyon Katsayısı
Fetal EKG	21	21	1
Maternal EKG	15	15	0,999

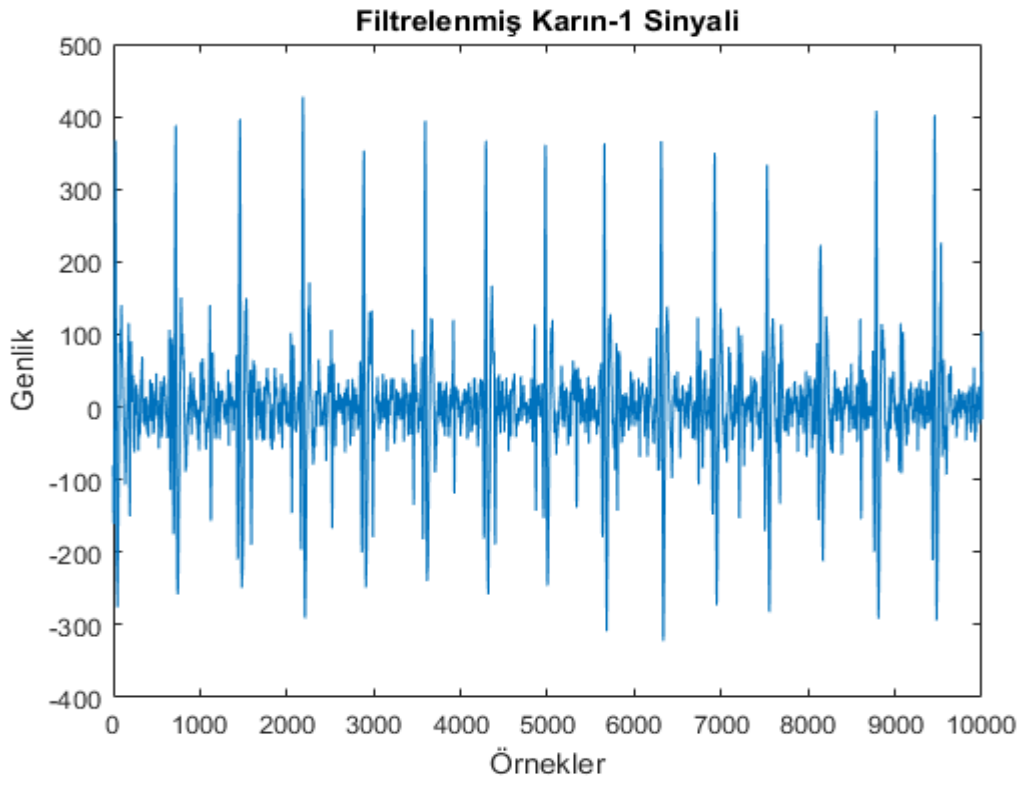
İkincil olarak anne karnından kayıt edilmiş verilerin ayrıştırılması amaçlandı. Bunun için Pyhsionet Abdominal ve Direkt Fetal EKG veri tabanındaki abdominal sinyaller kullanıldı. Veri tabanında r01.edf kaydı gerçek verilerin ayrıştırma işleminde kullanılmıştır. Her bir sinyal kaydı 4 abdominal sinyal ve 1 adet fetal kafadan ölçülmüş fetal EKG sinyalinden oluşmaktaydı. Veriler ayrıştırılmadan önce bir dizi işleme tabi tutulmuştur. Öncelikle Sonlu Dürtü Yanıtı tipindeki yüksek geçirgen filtre ile sinyaller üzerindeki DC bileşenlerin kaldırılması hedeflenmiştir.

İlk olarak abdominal sinyallere 5 Hz kesim frekansına sahip yüksek geçiren Sonlu Dürtü Yanıtı filtresi uygulandı. 4 abdominal sinyal kaydı için de SDY filtresi uygulandı. SDY filtresinden geçirilmiş abdominal sinyaller sırasıyla Şekil 3.5’de gösterilmiştir.

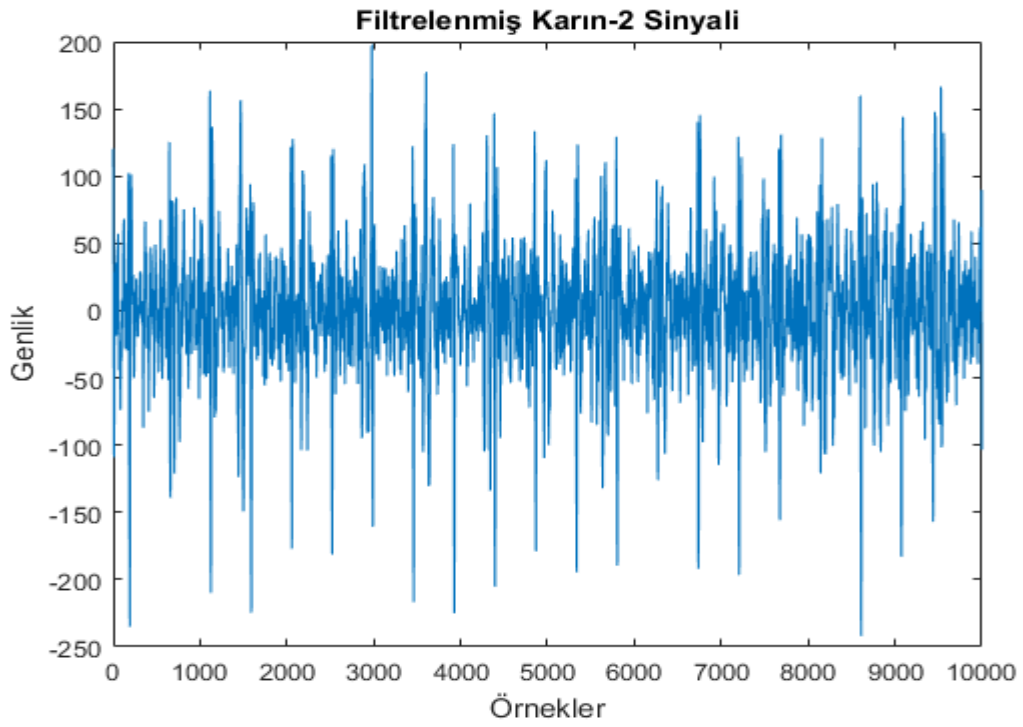


Şekil 3.5. SDY filtresinden geçirilmiş karın sinyalleri.

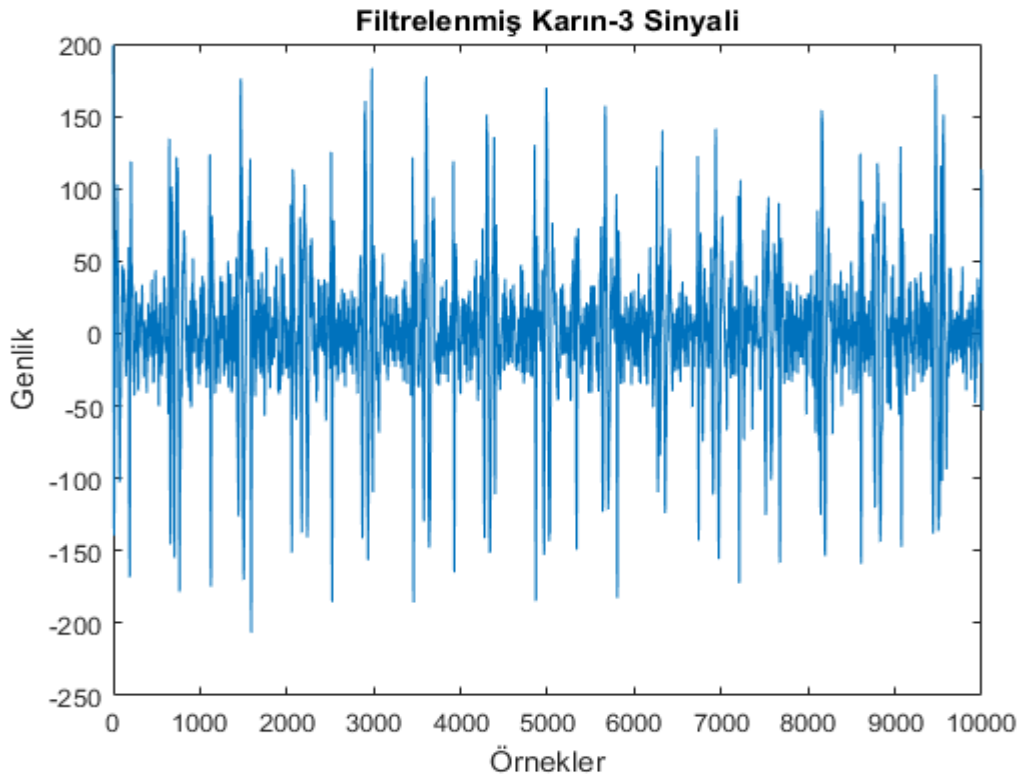
Yüksek geçiren SDY filtresi sonrası karın sinyalleri Şekil 3.6, 3.7, 3.8, 3.9 'da ayrı ayrı çizdirilmiştir.



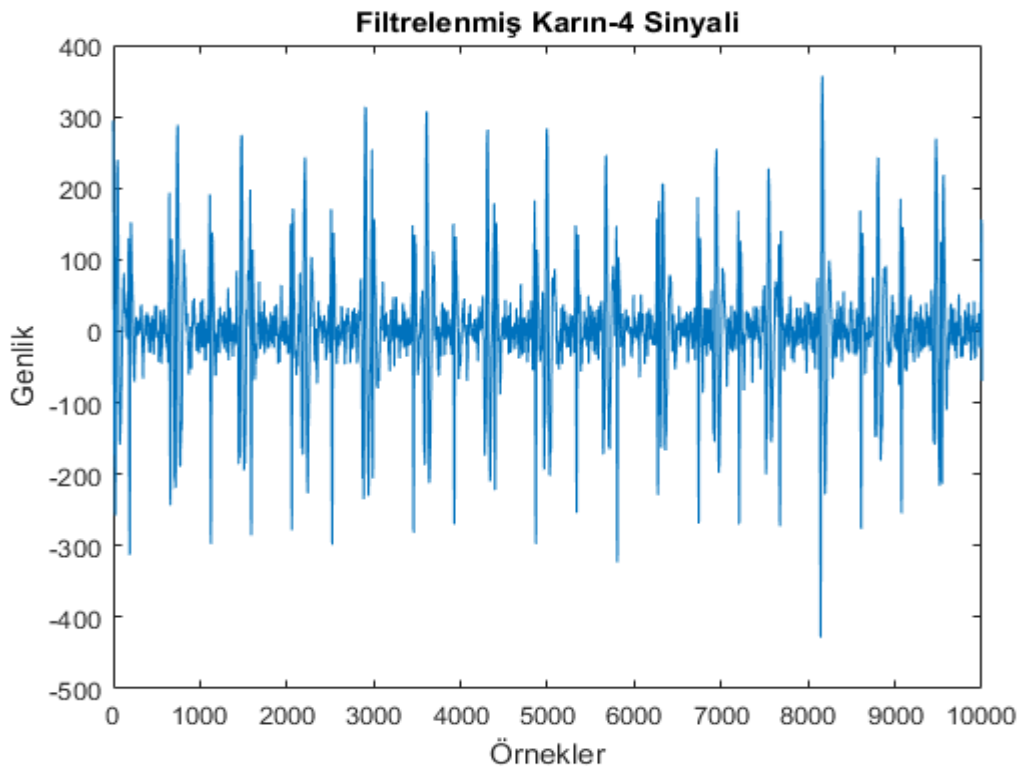
Şekil 3.6. Filtrenmiş Karın-1 Sinyali.



Şekil 3.7. Filtrenmiş Karın-2 Sinyali.

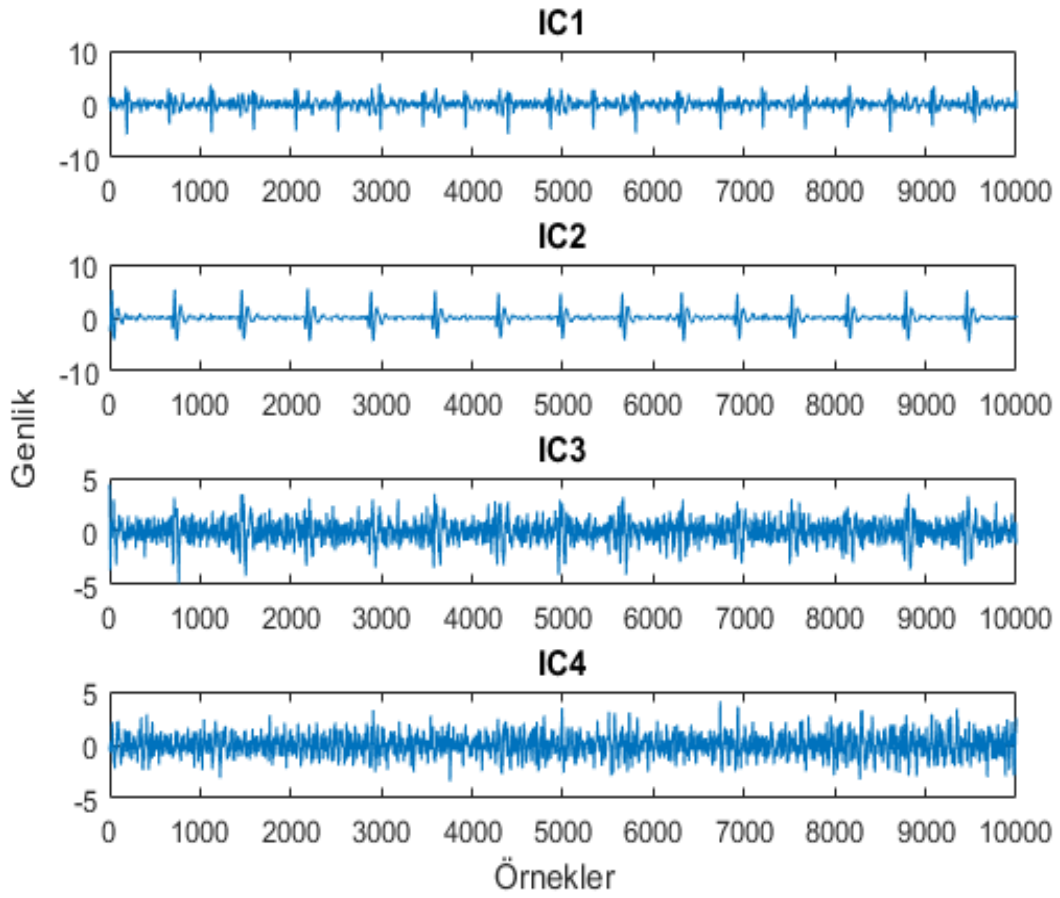


Şekil 3.8.Filtrenmiş Karın-3 Sinyali.



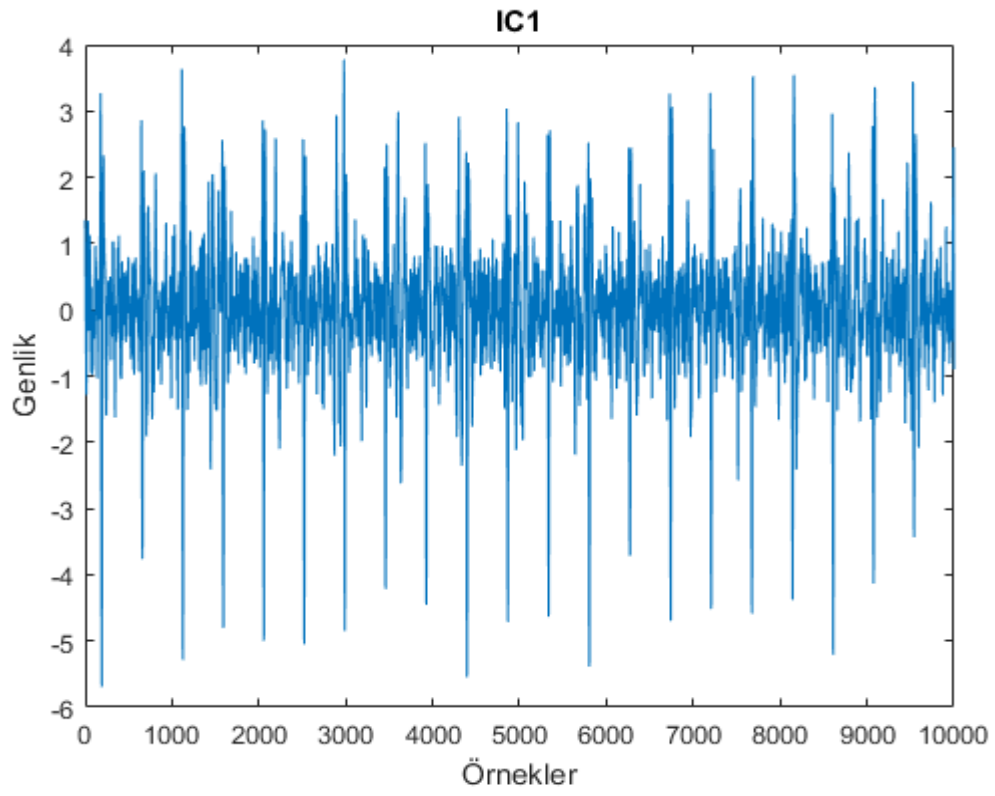
Şekil 3.9.Filtrenmiş Karın-4 Sinyali.

Yüksek geçirgen SDY filtresinden geçirilip DC bileşenlerinden arındırılan karın sinyalleri Bağımsız Bileşen Analizi yöntemlerinden biri olan FastICA ile bağımsız bileşenlerine ayrıştırıldı. Algoritmanın girişini Yüksek geçiren sonlu dürtü yanıtını filtresinden geçirilen karın sinyalleri oluşturuyorken algoritmanın çıkışta dört bağımsız sinyal bulmasını istedik. FastICA ile bulunan bağımsız bileşenler (IC'ler) Şekil 3.10'de verilmiştir.

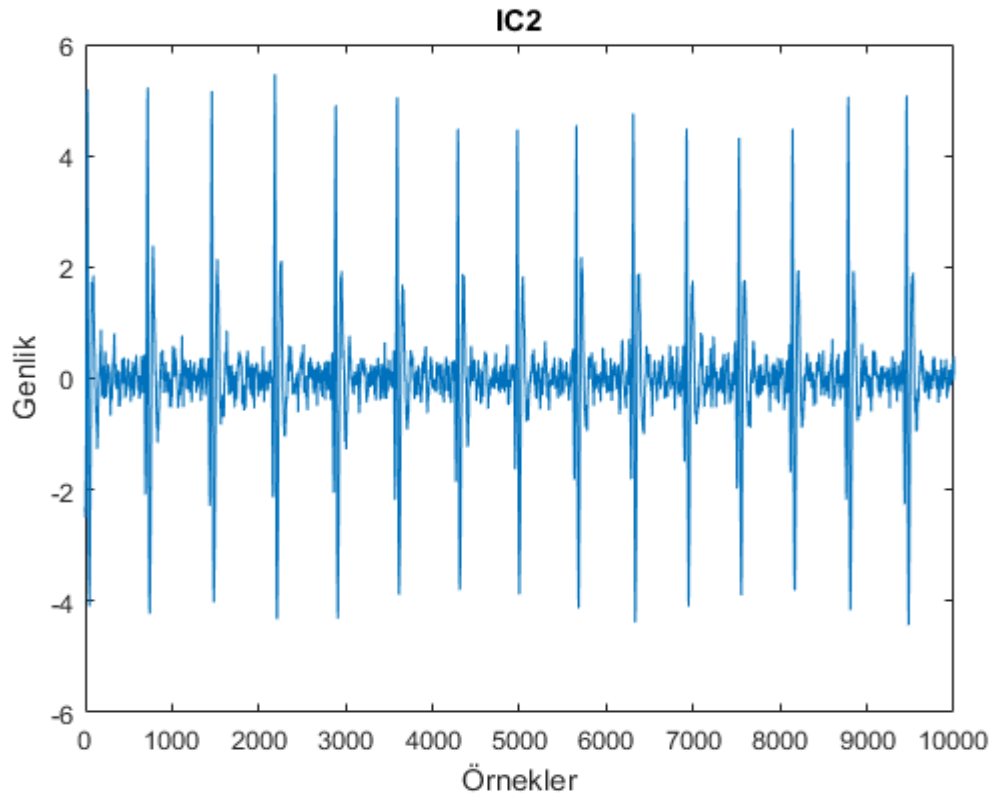


Şekil 3.10. FastICA ile Bulunan Bağımsız Bileşenler.

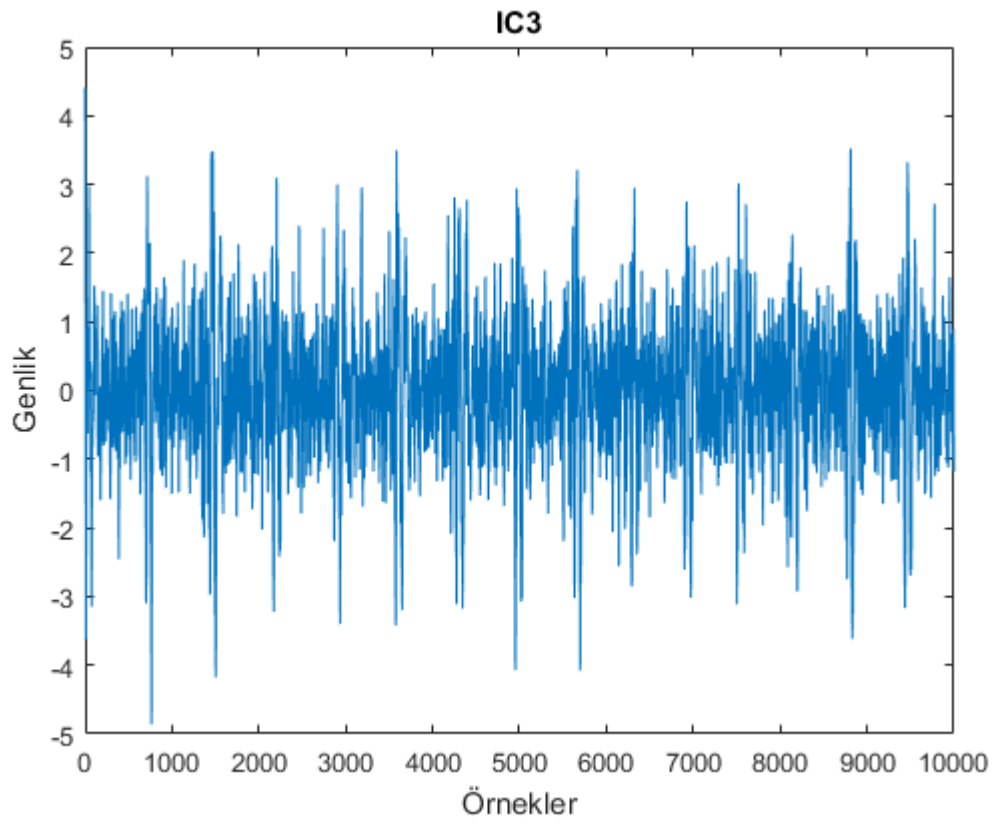
Bulunan bağımsız bileşenler aşağıda ayrı ayrı çizdirilmiştir.



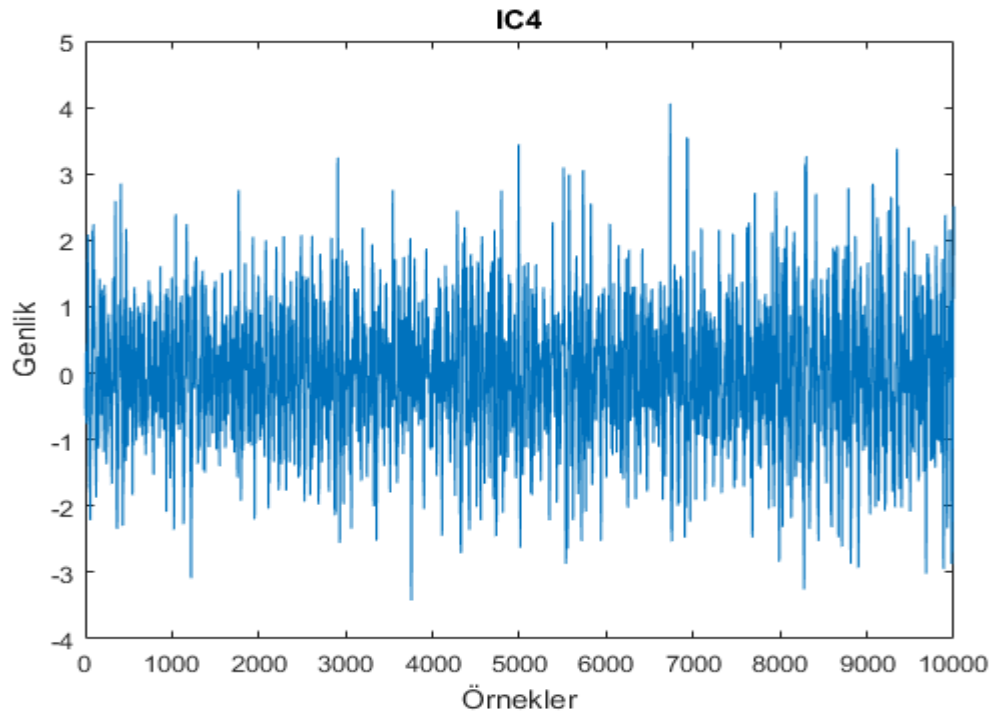
Şekil 3.11. Bağımsız Bileşen-1.



Şekil 3.12. Bağımsız Bileşen-2.



Şekil 3.13.Bağımsız Bileşen-3.



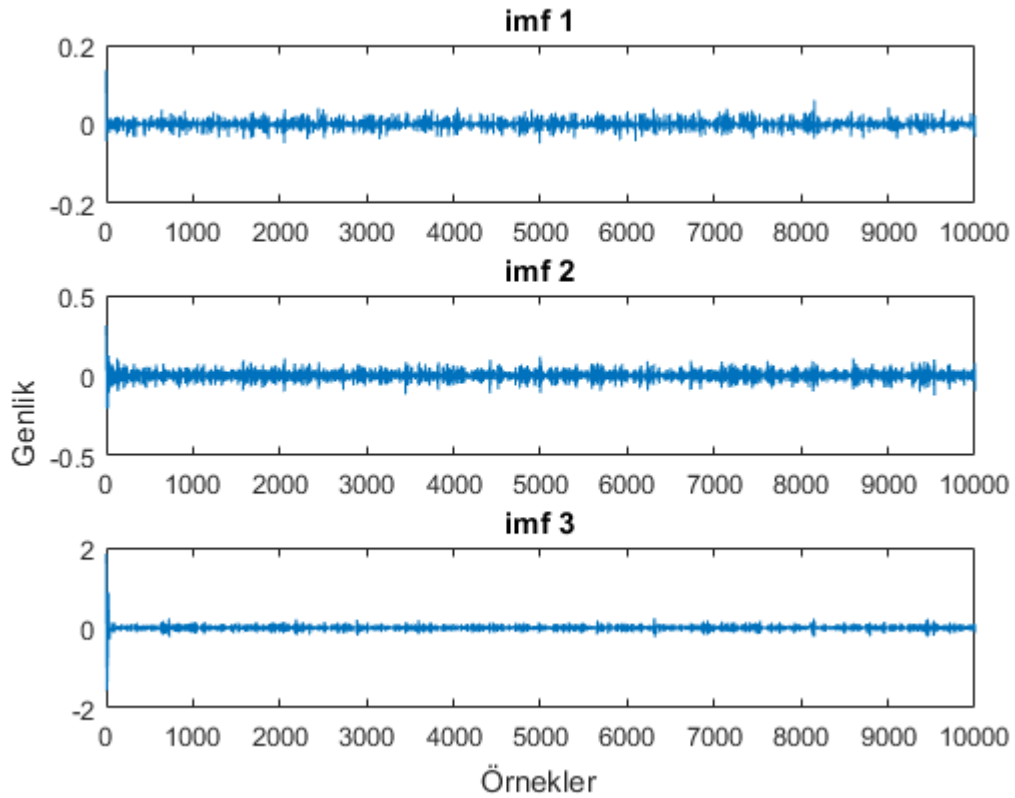
Şekil 3.14.Bağımsız Bileşen-4.

EEMD gürültü arındırma tekniğinde öncelikle sinyal üzerinde anlamlı bilgi içermeyen

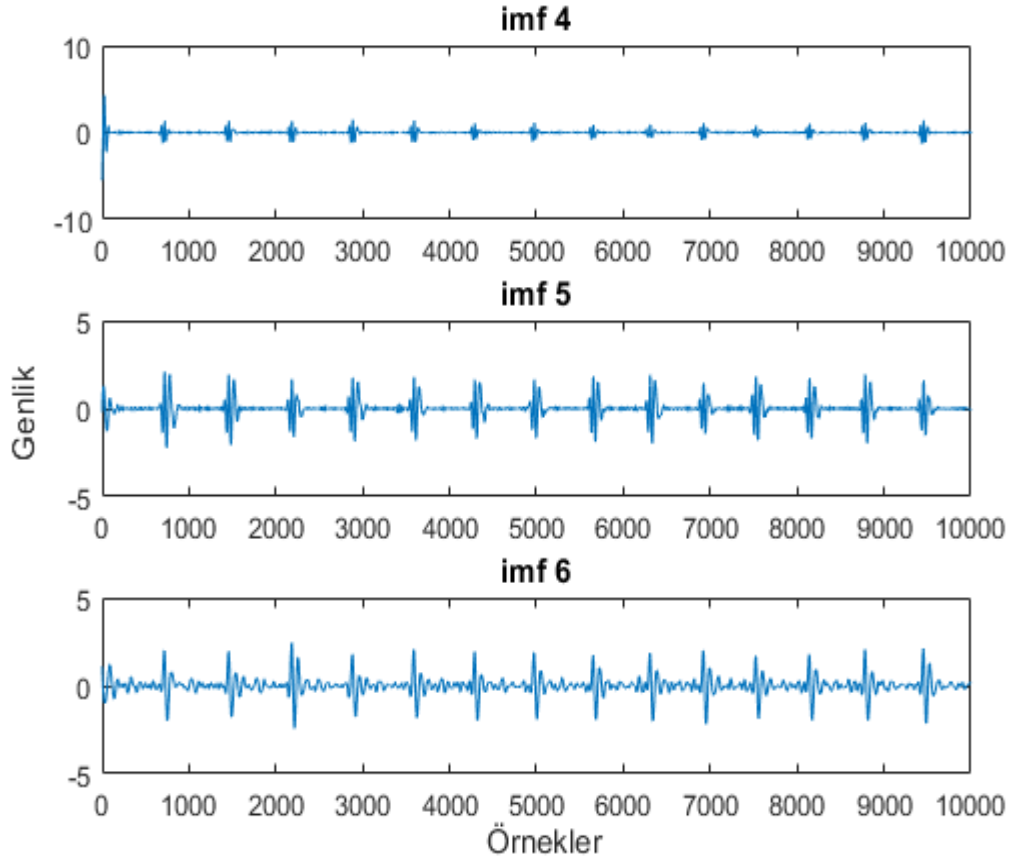
gürültülü bölge belirlendi. Belirlenen bu bölge ile gürültü eşikleri belirlendi. Daha sonra sinyal EEMD yöntemiyle sinyaller IMF'lerine ayrıştırıldı. Bulunan her bir IMF önceki aşamada bulunan eşik değerleri doğrultusunda filtrelendi. Çalışmada eşikleme yöntemi olarak yumuşak eşikleme kullanıldı. Bulunan Bağımsız Bileşenlerde belirlenen gürültü bölgeleri aşağıda verilmiştir:

- Bağımsız Bileşen -1 Sinyali için: 4030:4100
- Bağımsız Bileşen -2 Sinyali için: 3760:3860
- Bağımsız Bileşen -3 Sinyali için: 300:400
- Bağımsız Bileşen -4 Sinyali için: 3950:4050.

Bağımsız Bileşen-1 sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucu bulunan 6 adet IMF Şekil 3.15 ve Şekil 3.16'da verilmiştir.

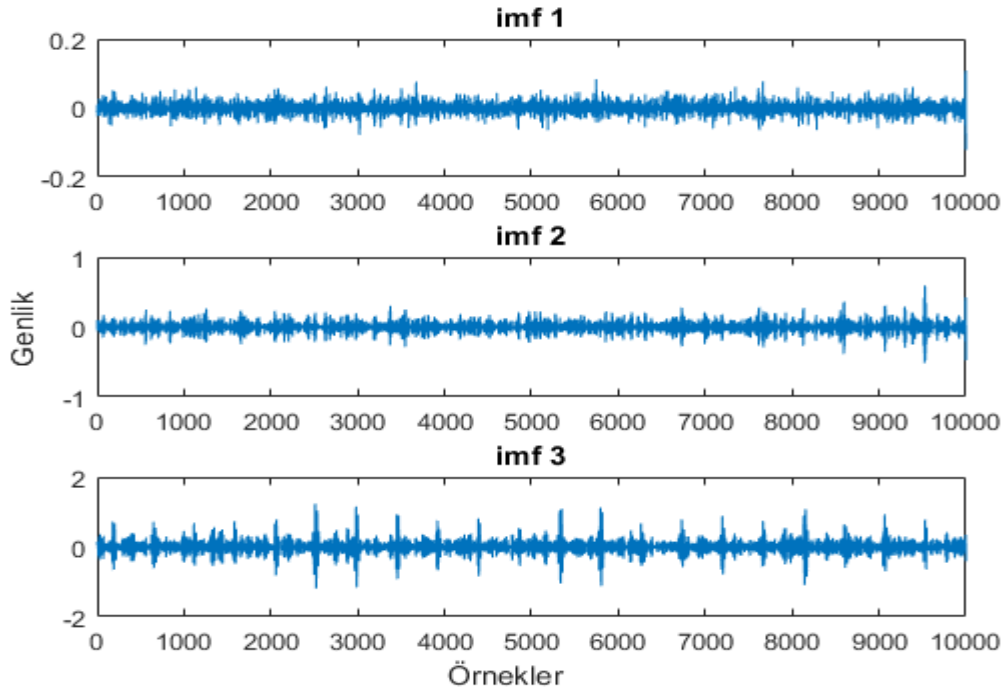


Şekil 3.15. Bağımsız Bileşen-1 sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucu bulunan IMF1,IMF2,IMF3 sinyalleri.

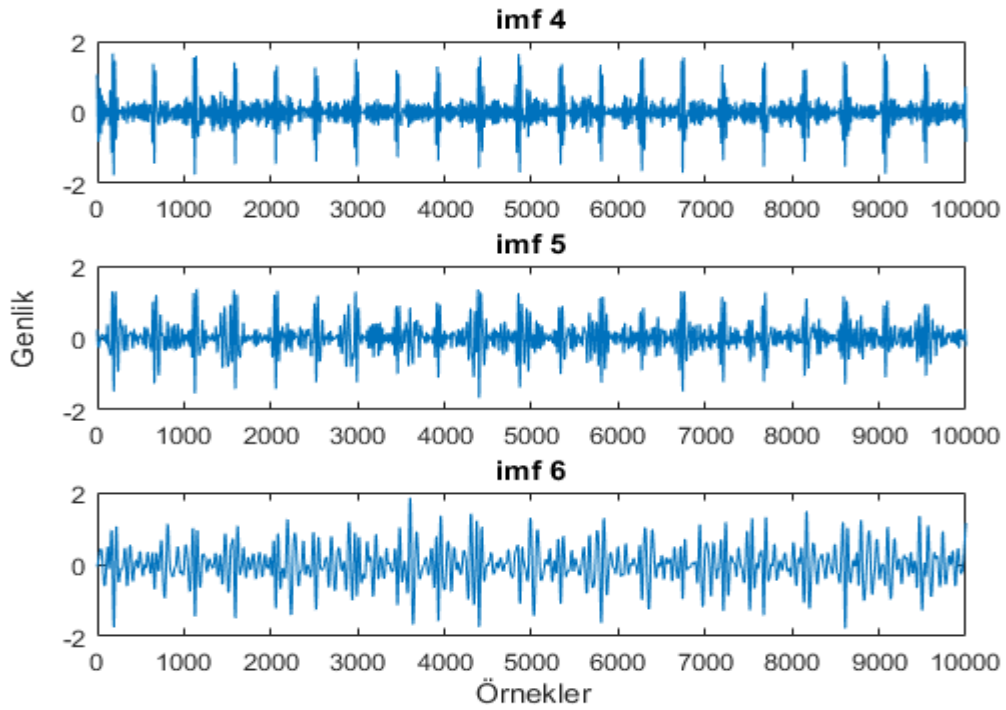


Şekil 3.16. Bağımsız Bileşen-1 sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucunda bulunan IMF4,IMF5,IM6 sinyalleri.

Bağımsız Bileşen-2 sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucu bulunan 6 adet IMF Şekil 3.17 ve Şekil 3.18’de verilmiştir.



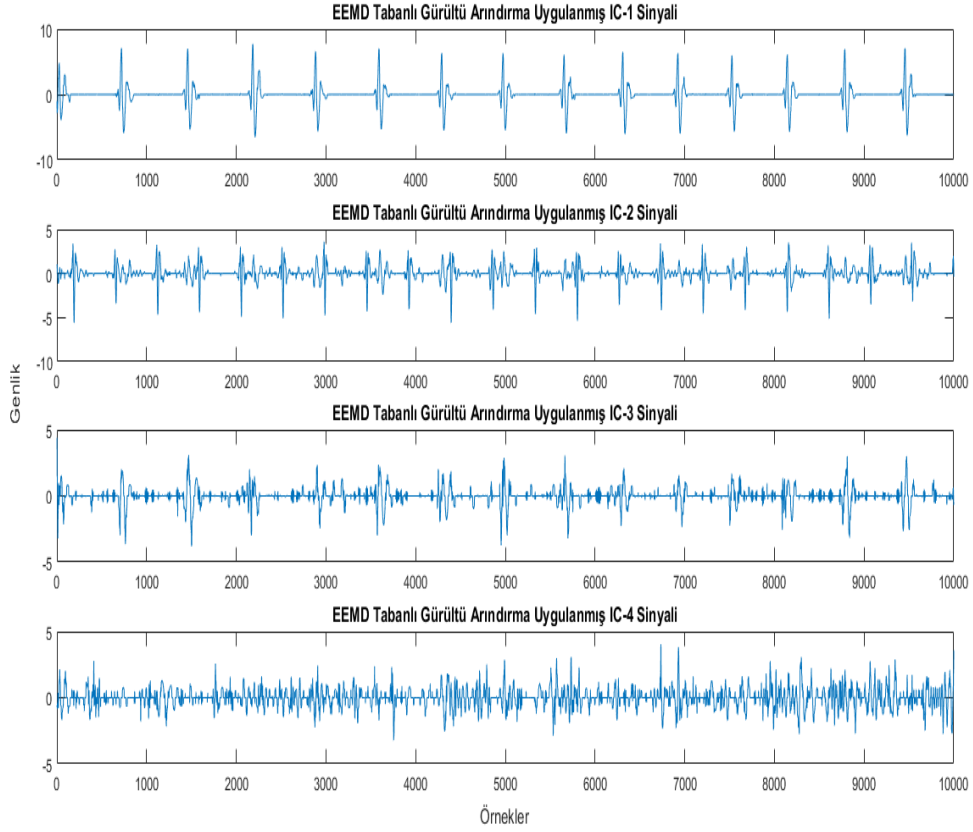
Şekil 3.17. Bağımsız Bileşen-2 Sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucunda bulunan IMF1,IMF2,IMF3 sinyalleri.



Şekil 3.18. Bağımsız Bileşen-2 sinyalinin EEMD ile ayrıştırılması sonucu bulunan IMF4,IMF5,IMF6 sinyalleri.

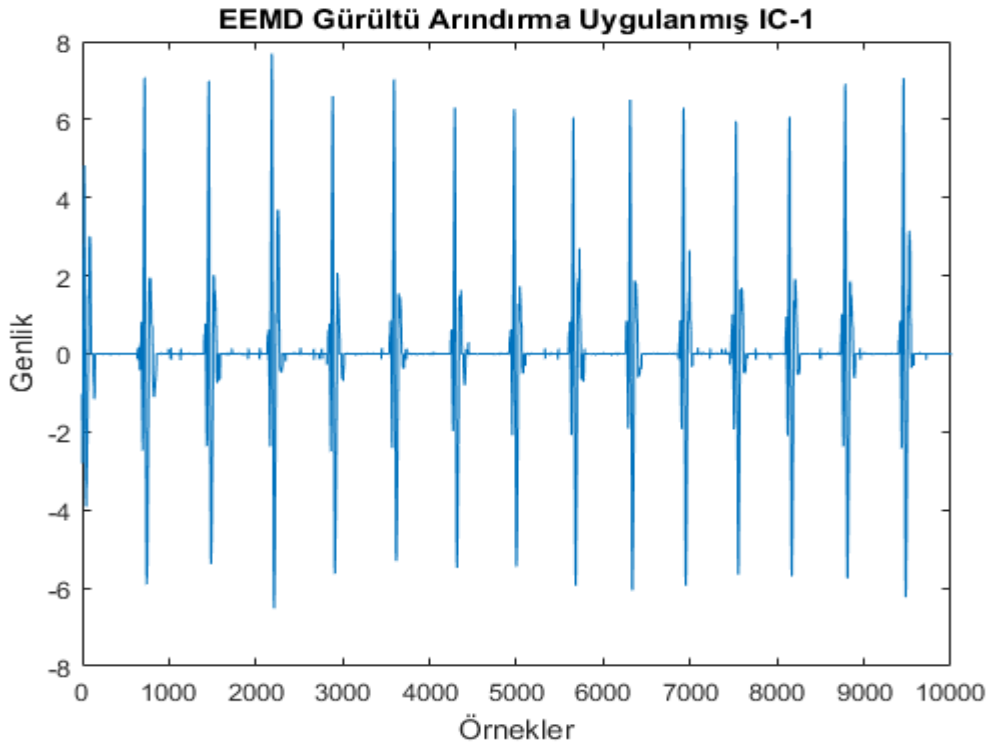
EEMD ile IMF'lerine ayrıştırılan Bağımsız Bileşenler önceden belirlenen gürültü

bölgelere göre eşik değerleri oluşturuldu. Her IMF bu eşik değerlerine göre filtrelenerek tekrardan yapılandırıldı ve EEMD tabanlı gürültü arındırma tekniği ile işlenmiş oldu. EEMD tabanlı gürültü arındırma uygulanan Bağımsız Bileşenlerin sinyal çıktıları Şekil 3.19’da verilmiştir.

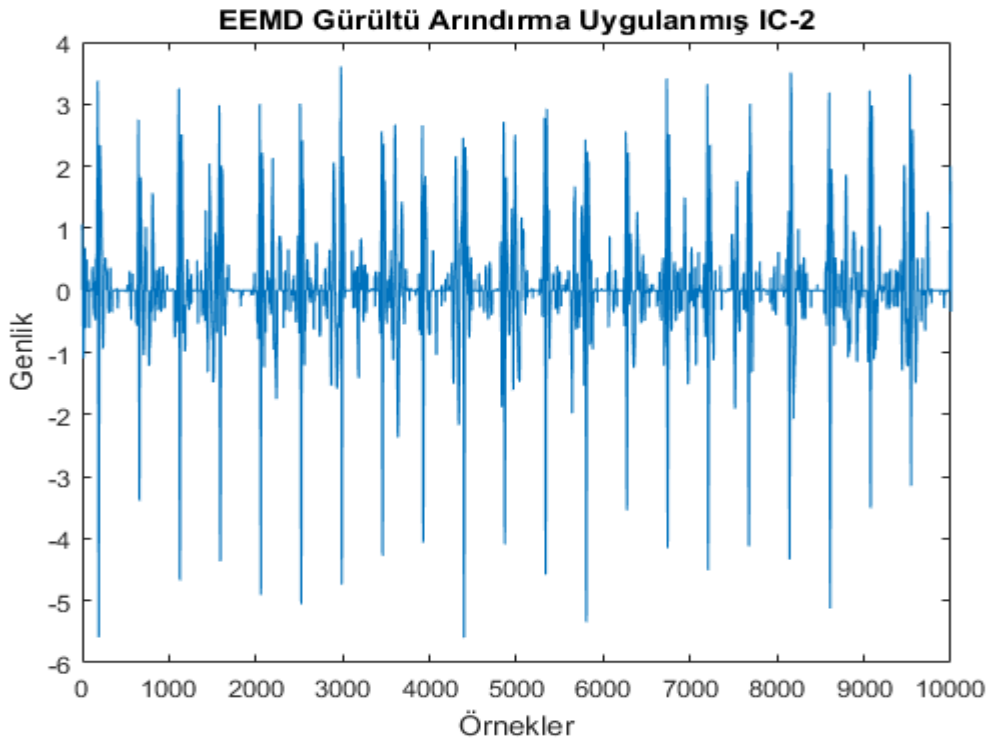


Şekil 3.19. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşenler.

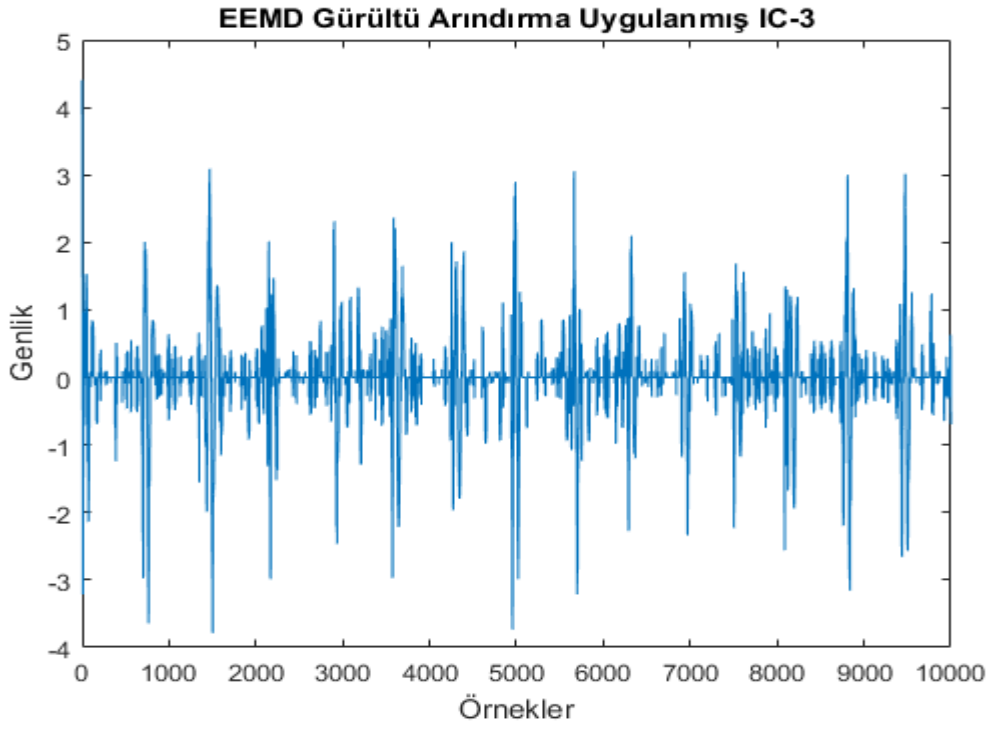
EEMD gürültü arındırma tekniği uygulanmış Bağımsız Bileşenler aşağıda ayrı ayrı çizdirilmiştir.



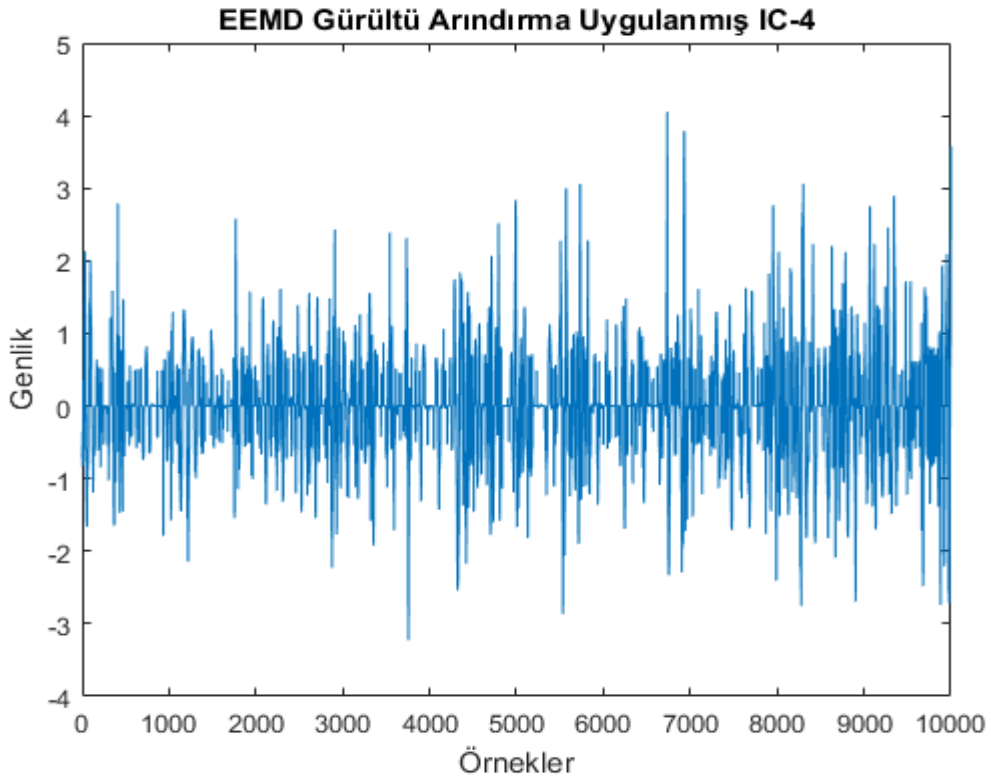
Şekil 3.20.EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-1.



Şekil 3.21.EEMD Gürültü Arındırma Uygulanmış Bağımsız Bileşen-2.



Şekil 3.22. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-3.



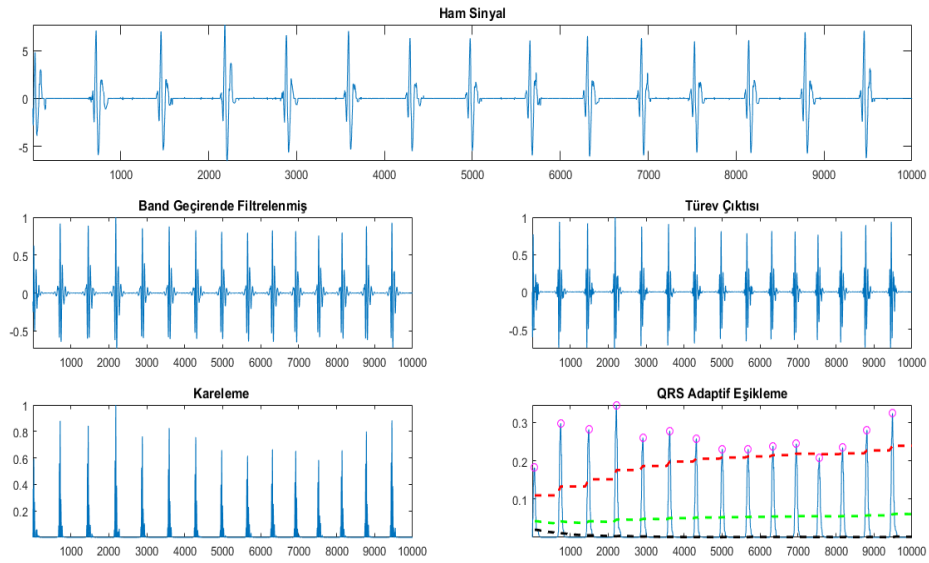
Şekil 3.23. EEMD Gürültü Arındırma Tekniği Uygulanmış Bağımsız Bileşen-4.

EEMD tabanlı gürültü arındırma tekniğinden geçirilen bağımsız bileşenler incelendiğinde Şekil 3.20'deki Bağımsız Bileşenin bir yetişkin EKG sinyaline benzer özellikler taşıdığı görülmüştür. Bundan dolayı Bağımsız Bileşen – 1 maternal EKG sinyali olarak kabul edilmiştir.

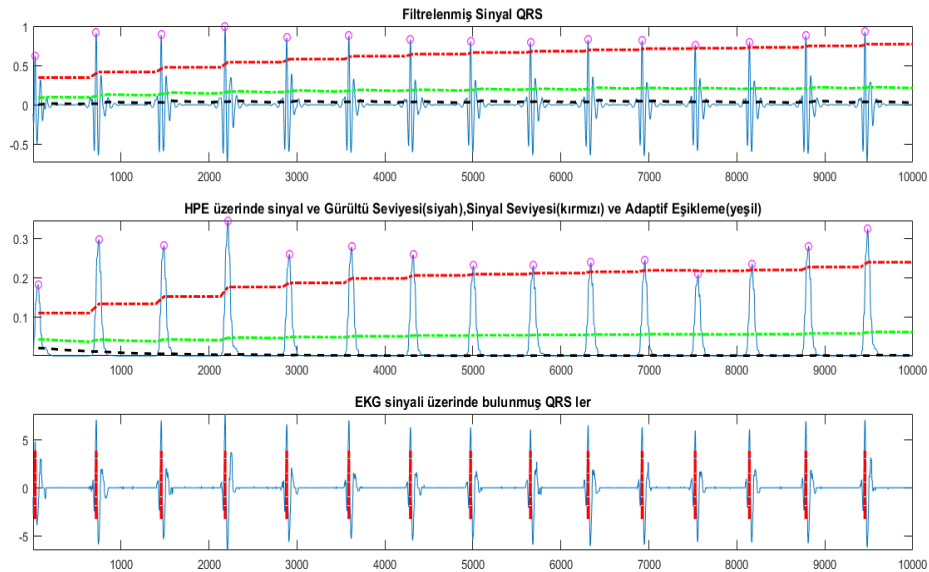
Sinyal içerisinde fetal EKG sinyalinin çıkarımının yapılabilmesi için yüksek geçiren filtreden geçirilmiş karın sinyallerinden bir önceki adımda bulunmuş maternal EKG (Bağımsız Bileşen – 1) sinyalinin bastırılması hedeflendi. Bunun için maternal şablon oluşturuldu. Maternal şablonu oluşturmada önce maternal EKG sinyalinin R-tepe değeri sayısı Pan&Tompkins algoritması ile bulundu. Pan&Tompkins algoritması sonucunda mEKG sinyalinde 15 adet R-tepe değeri ve her R-tepe değeri noktasının denk düştüğü örnek değeri (Şekil 3.24) tespit edildi. Maternal EKG sinyaline uygulanan Pan&Tompkins algoritması sonuçları Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da verilmiştir. Bir sonraki aşamada maternal EKG sinyal boyutunda (1x10000) sinyalin QRS aralığında 0 değerini alan diğer aralıklarda 1 değerini alan maternal şablon oluşturuldu.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
1	25	719	1458	2184	2884	3590	4290	4974	5654	6309	6923	7526	8142	8784	9455
2															
3															
4															
5															
6															
7															

Şekil 3.24.Maternal EKG Sinyali R-tepe değeri indeksleri.

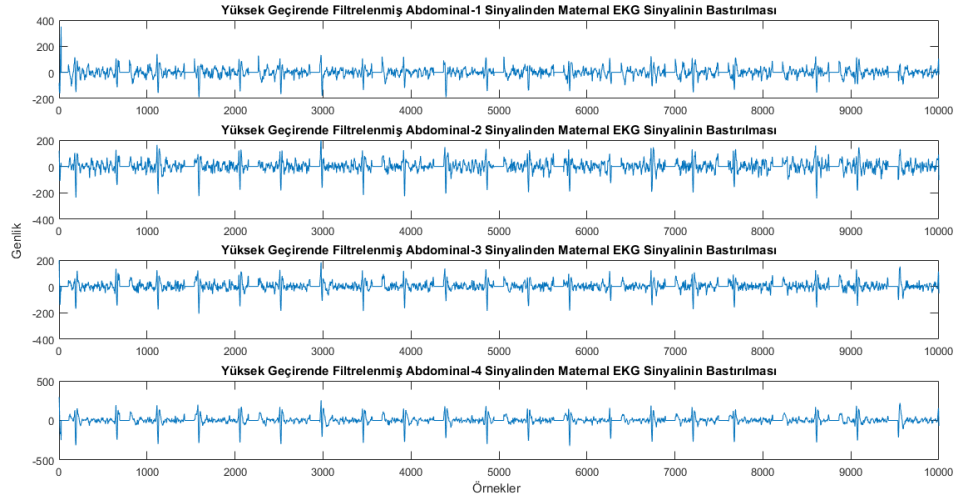


Şekil 3.25.MEKG'ye uygulanan Pan&Tompkins algoritmasının adımları.



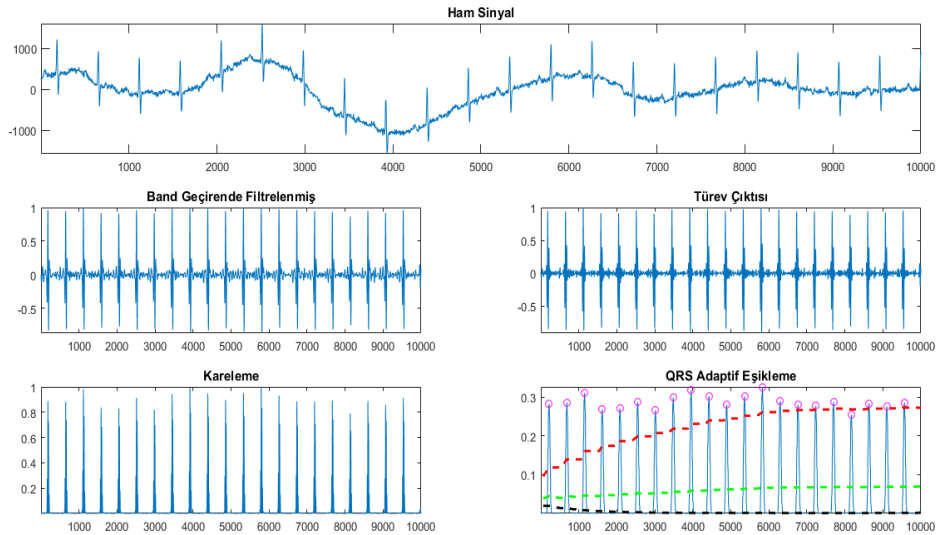
Şekil 3.26. Pan&Tompkins ile mEKG sinyali R-tepe değeri tespiti.

Karın sinyallerinden maternal EKG sinyalini bastırmak için filtrenmiş abdominal sinyalleri ile oluşturulan maternal EKG şablonu çarpıldı ve fetal EKG'lerin bulunması amaçlandı. İşlem sonucunda bulunan sinyaller Şekil 3.27'de verilmiştir.

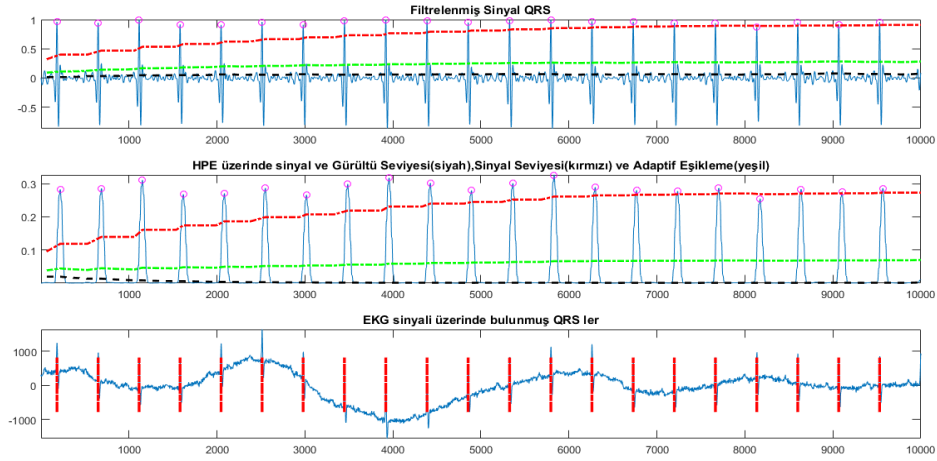


Şekil 3.27.Bulunan fEKG sinyalleri.

Şekil 3.27’de görüldüğü gibi yüksek geçirende Filtrenilmiş Karın-4 Sinyalinden maternal EKG sinyalinin bastırılması sonucunda fEKG’nin çıkarımı sağlandı. Çıkartılan fEKG’nin başarısını ölçmek için Abdominal ve Direkt Fetal EKG veri tabanındaki r01.edf kaydındaki fetal kafadan ölçümle alınmış direkt fEKG sinyali ile karşılaştırıldı. Direkt fEKG sinyalinin Pan&Tompkins algoritması ile R-tepe değer sayısı hesaplandı. Sonuçlar Şekil 3.28 ve Şekil 3.29’da verilmiştir.

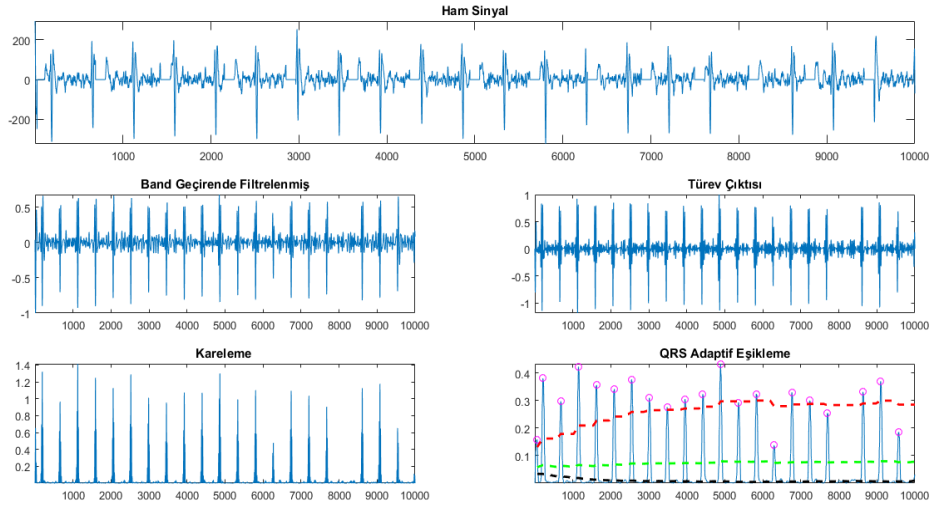


Şekil 3.28.Veri Tabanından alınan Direkt fEKG sinyalinin Pan&Tompkins ile işlenmesi.

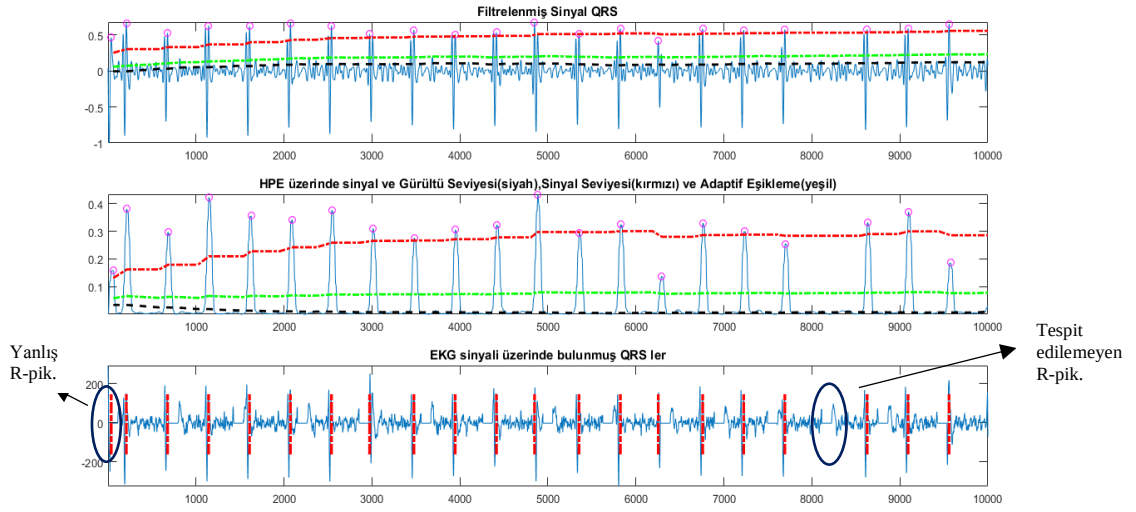


Şekil 3.29. Direkt fEKG sinyaline Pan&Tompkins uygulaması sonucu R-tepe değeri tespiti.

Direkt fEKG sinyalinde 21 adet R-pik noktası belirlenmiştir. Tez çalışmasında çıkarımını yaptığımız fEKG sinyaline de Pan&Tompkins algoritması uygulanarak sinyalde R-tepe değeri sayısı hesaplandı. Sonuçlar Şekil 3.30 ve Şekil 3.31’de verilmiştir.



Şekil 3.30. Çıkarılan fEKG'nin Pan&Tompkins algoritması işlenmesi.



Şekil 3.31. Algoritma tarafından çıkartılan fEKG'nin R-tepe değer tespiti.

Tez çalışmasında sunulan yöntemler ile çıkartılan fEKG'nin R-pik sayısı 21 olarak bulunmuştur. Şekil 3.30'da da görüldüğü gibi 1 adet R-tepe değer noktasının yanlış tespit edildiği, 1 adet R-tepe değer noktasının ise tespit edilemediği görüldü. Algoritmamızın doğru olarak tespit ettiği R-tepe değer sayısı 20'dir. Tablo 3.2'de yöntemimizin başarı oranı verilmiştir.

Tablo 3.2. FEKG Sinyal Çıkarım Başarısı.

Veri	Algoritmamız tarafından çıkartılan R-tepe değer sayısı	EKG sinyalindeki R-tepe değer sayısı	Başarı yüzdesi
fEKG	20	21	95,23
mEKG	15	15	100

Çıkartılan fetal EKG'nin değerlendirilmesi için kullanılan performans ölçütleri Tablo 3.3'de verilmiştir.

Tablo 3.3. FEKG Çıkarımında Performans Ölçütleri.

Se	PPV	F₁
95,23	95,23	95,23

4. SONUÇ

Bu çalışmada fetal EKG sinyallerinden kalp anormalliklerinin erken teşhisi için fEKG sinyallerinin abdominal EKG kayıtlarından çıkartılması amaçlanmıştır. Çalışmada iki farklı uygulama gerçekleştirilmiştir. Birincisinde, karışımlar bilgisayar ortamında doğrusal bir karıştırma matrisi kullanılarak oluşturulmuş ve BBA algoritmasının ayırma performansları test edilmiştir. İkincisinde, hamile bir annenin abdominal EKG kaydı ayırma tekniklerini test etmek için kullanıldı. Sonuçlar FastICA algoritmasının bilgisayar ortamında üretilen karışımların ayrıştırılmasında çok başarılı olduğunu ancak aEKG kayıtlarını ayırmada yetersiz olduğunu göstermektedir. AEKG kayıtlarından fEKG sinyali almak için FastICA ile birlikte EEMD tabanlı Gürültü Arındırma ve Pan-Tompkins algoritmaları gibi ek teknikler kullanıldı.

İlk uygulamanın performansı, orijinal EKG sinyalleri ile ayrılmış EKG sinyalleri arasındaki korelasyon karşılaştırılarak değerlendirildi. Ayrıştırmanın oranı fEKG ve mEKG için %100 olarak hesaplandı. İkinci uygulamanın performansı, fEKG'nin tespit edilen ve tespit edilmeyen R-tepe değerlerine göre değerlendirilerek % 95,23 olarak bulundu.

Çalışma, aEKG kayıtlarının fEKG ve mEKG sinyallerinin doğrusal karışımlarının yanı sıra bunların doğrusal olmayan bileşenlerini de içerdiğini göstermektedir, bu nedenle FastICA algoritması aEKG sinyallerini ayırmada tek başına kullanılmamalıdır. Çalışma ile ilgili diğer sonuç, bu çalışmada kullanılan tekniklerin örtüşen mEKG ve fEKG sinyallerini tespit edemediğidir. Gelecekte, örtüşen EKG sinyallerini ve gömülü sistem çözümlerini gerçek zamanlı olarak ayırma teknikleri üzerinde çalışılması planlanmaktadır.

KAYNAKÇA

1. Preethi, D. and R. Valarmathi. *An Analysis of FIR Filter Algorithms in Fetal Heart Rate Monitoring*. in *2018 International Conference On Advances in Communication and Computing Technology (ICACCT)*. 2018. IEEE.
2. Wu, S., et al., *Research of fetal ECG extraction using wavelet analysis and adaptive filtering*. *Computers in biology and medicine*, 2013. **43**(10): p. 1622-1627.
3. Ding, Z., F. Wang, and P. Zhou. *Fetal ECG extraction based on different kernel functions of SVM*. in *2011 3rd International Conference on Computer Research and Development*. 2011. IEEE.
4. Kahankova, R., R. Martinek, and P. Bilik. *Fetal ECG extraction from abdominal ECG using RLS based adaptive algorithms*. in *2017 18th International Carpathian Control Conference (ICCC)*. 2017. IEEE.
5. Walinjkar, A. and J. Woods. *Personalized wearable systems for real-time ECG classification and healthcare interoperability: Real-time ECG classification and FHIR interoperability*. in *2017 Internet Technologies and Applications (ITA)*. 2017. IEEE.
6. Joseph, F. and V. Anoop. *Detection of Waves in ECG for Arrhythmia Classification*. in *2019 3rd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI)*. 2019. IEEE.
7. Jaros, R., R. Martinek, and R. Kahankova, *Non-adaptive methods for fetal ECG signal processing: A review and appraisal*. *Sensors*, 2018. **18**(11): p. 3648.
8. Hasan, M.A., et al., *Detection and processing techniques of FECG signal for fetal monitoring*. *Biological procedures online*, 2009. **11**(1): p. 263.
9. Roy, S. and A. Chandra. *A new method for denoising ecg signal using sharp cut-off fir filter*. in *2018 International Symposium on Devices, Circuits and Systems (ISDCS)*. 2018. IEEE.
10. Hurezeanu, B., et al. *FECG delineation from abdominal signals using wavelet transform*. in *2014 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE)*. 2014. IEEE.

11. Widrow, B., et al., *Adaptive noise cancelling: Principles and applications*. Proceedings of the IEEE, 1975. **63**(12): p. 1692-1716.
12. Kahankova, R., et al. *Adaptive linear neuron for fetal electrocardiogram extraction*. in *2018 IEEE 20th International Conference on e-Health Networking, Applications and Services (Healthcom)*. 2018. IEEE.
13. Alkhodari, M., et al. *Fetal ECG Extraction Using Independent Components and Characteristics Matching*. in *2018 International Conference on Signal Processing and Information Security (ICSPIS)*. 2018. IEEE.
14. Cardenas-Lattus, J. and H. Kaschel. *Fetal ECG multi-level analysis using daubechies wavelet transform for non-invasive maternal abdominal ECG recordings*. in *2017 CHILEAN Conference on Electrical, Electronics Engineering, Information and Communication Technologies (CHILECON)*. 2017. IEEE.
15. Gupta, P., K.K. Sharma, and S. Joshi, *Fetal heart rate extraction from abdominal electrocardiograms through multivariate empirical mode decomposition*. Computers in biology and medicine, 2016. **68**: p. 121-136.
16. Hasan, M.A., M.B.I. Reaz, and M.I. Ibrahimy. *Fetal electrocardiogram extraction and R-peak detection for fetal heart rate monitoring using artificial neural network and Correlation*. in *The 2011 International Joint Conference on Neural Networks*. 2011. IEEE.
17. Alshebly, Y. and M. Nafea, *Isolation of Fetal ECG Signals from Abdominal ECG Using Wavelet Analysis*. IRBM, 2019.
18. Kharabian, S., M.B. Shamsollahi, and R. Sameni. *Fetal R-wave detection from multichannel abdominal ECG recordings in low SNR*. in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2009. IEEE.
19. Liu, G. and Y. Luan, *An adaptive integrated algorithm for noninvasive fetal ECG separation and noise reduction based on ICA-EEMD-WS*. Medical & biological engineering & computing, 2015. **53**(11): p. 1113-1127.
20. Lee, K.J. and B. Lee, *Sequential total variation denoising for the extraction of fetal ECG from single-channel maternal abdominal ECG*. Sensors, 2016. **16**(7): p. 1020.

21. Gao, P., E.-C. Chang, and L. Wyse. *Blind separation of fetal ECG from single mixture using SVD and ICA*. in *Fourth International Conference on Information, Communications and Signal Processing, 2003 and the Fourth Pacific Rim Conference on Multimedia. Proceedings of the 2003 Joint*. 2003. IEEE.
22. Dataset at: <https://physionet.org/content/adfecgdb/1.0.0/>.
23. Dataset at: <https://physionet.org/content/nifecgdb/1.0.0/>
24. Sugumar, D., P. Vanathi, and S. Mohan. *Joint blind source separation algorithms in the separation of non-invasive maternal and fetal ECG*. in *2014 International Conference on Electronics and Communication Systems (ICECS)*. 2014. IEEE.
25. AKBEN, S.B. and A. ALKAN, *EEG İşaretlerine Uygulanan Bağımsız Bileşen Analizinin Migren Teşhisindeki Başarı Oranına Etkisi*. Kahramanmaraş Sutcu Imam University Journal of Engineering Sciences, 2013. **16**(1).
26. Naik, G.R., D.K. Kumar, and S.P. Arjunan. *Kurtosis and negentropy investigation of myo electric signals during different MVCs*. in *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2011*. 2011. IEEE.
27. Hyvärinen, A. and E. Oja, *Independent component analysis: algorithms and applications*. Neural networks, 2000. **13**(4-5): p. 411-430.
28. Nikam, S. and S. Deosarkar. *Fast ICA based technique for non-invasive fetal ECG extraction*. in *2016 Conference on Advances in Signal Processing (CASP)*. 2016. IEEE.
29. Hassan, N. and D.A. Ramli, *A comparative study of blind source separation for bioacoustics sounds based on FastICA, PCA and NMF*. Procedia Computer Science, 2018. **126**: p. 363-372.
30. Roshini, M. and K.P. Thanaraj, *Extraction of Fetal QRS Complex from Abdominal ECG Signals*.
31. Wei, Z., et al., *Foetal heart rate estimation by empirical mode decomposition and MUSIC spectrum*. Biomedical Signal Processing and Control, 2018. **42**: p. 287-296.
32. Taralunga, D.D., I. Gussi, and R. Strungaru, *A New Method For Fetal Electrocardiogram Denoising Using Blind Source Separation And Empirical Mode Decomposition*. Revue Roumaine des Sciences Techniques, serie Électrotechnique et Énergetique, 2016. **61**(1): p. 94-98.

33. Taralunga, D.D., et al. *Empirical mode decomposition applied for non-invasive electrohysterographic signals denoising*. in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2015. IEEE.
34. Wu, Z. and N.E. Huang, *Ensemble empirical mode decomposition: a noise-assisted data analysis method*. *Advances in adaptive data analysis*, 2009. **1**(01): p. 1-41.
35. Gong, Y., et al., *A comparative study of groundwater level forecasting using data-driven models based on ensemble empirical mode decomposition*. *Water*, 2018. **10**(6): p. 730.
36. Yin, J., et al. *Research on ECG Signal Denoising by Combination of EEMD and NLM*. in *2020 Chinese Control And Decision Conference (CCDC)*. 2020. IEEE.
37. Atrisandi, A.D., et al. *Noise and artifact reduction based on EEMD algorithm for ECG with muscle noises, electrode motions, and baseline drifts*. in *2015 4th International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME)*. 2015. IEEE.
38. Wardana, P.S. *Processing of respiration signals using FIR filter for analyze the condition of lung*. in *2017 International Electronics Symposium on Engineering Technology and Applications (IES-ETA)*. 2017. IEEE.
39. Kumar, K.S., B. Yazdanpanah, and P.R. Kumar. *Removal of noise from electrocardiogram using digital FIR and IIR filters with various methods*. in *2015 International Conference on Communications and Signal Processing (ICCSP)*. 2015. IEEE.
40. Pavlatos, C., et al. *Hardware implementation of Pan & Tompkins QRS detection algorithm*. in *Proceedings of the EMBEC05 Conference*. 2005. Citeseer.
41. Fariha, M., et al. *Analysis of Pan-Tompkins Algorithm Performance with Noisy ECG Signals*. in *Journal of Physics: Conference Series*. 2020. IOP Publishing.
42. Bali, J., et al., *Detection of sleep apnea in ECG signal using Pan-Tompkins algorithm and ANN classifiers*. *Compusoft*, 2018. **7**(11): p. 2852-2861.
43. Patel, A.M., P.K. Gakare, and A. Cheeran, *Real time ECG feature extraction and arrhythmia detection on a mobile platform*. *Int. J. Comput. Appl*, 2012. **44**(23): p. 40-45.

44. Gini, J.R., et al. *Portable fetal ECG extractor from abdECG*. in *2016 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP)*. 2016. IEEE.

ÖZGEÇMİŞ

Yasemin KÖYLÜ, 17 Ağustos 1995 tarihinde İstanbul'da doğdu. Lise eğitimini Küçükçekmece Gazi Anadolu Lisesinde 2009-2013 yılları arasında aldı. Lisans eğitimini Namık Kemal Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği bölümünde 2018 yılında tamamladı. Marmara Üniversitesi Elektrik&Elektronik Mühendisliği bölümünde 2018 yılında başladığı Yüksek Lisans eğitimini sürdürmekte olup Ceren Üretim Plastik Ürünleri San. Ve Tic. A.Ş. 'de Kalite Kontrol Sorumlusu olarak çalışmaktadır.