

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

YÜZ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK GERÇEK ZAMANLI NABİZ SAYIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik-Elektronik Mühendisi Orhan Barış GANGAL

**HAZİRAN 2019
TRABZON**



**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

YÜZ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK GERÇEK ZAMANLI NABİZ SAYIMI

Elektrik-Elektronik Mühendisi Orhan Barış GANGAL

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
"ELEKTRONİK YÜKSEK MÜHENDİSİ"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 20 / 05 / 2019

Tezin Savunma Tarihi : 21 / 06 / 2019

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ÖZTÜRK

Trabzon 2019

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Elektrik-Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalında
Orhan Barış GANGAL tarafından hazırlanan**

YÜZ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK GERÇEK ZAMANLI NABIZ SAYIMI

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 28 / 05 / 2019 gün ve 1806 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Doç. Dr. Nur Hüseyin KAPLAN

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ÖZTÜRK

Üye : Doç. Dr. Önder AYDEMİR


.....

.....

.....

Prof. Dr. Asim KADIOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu tez, Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektronik Mühendisliği Bilim Dalı Yüksek Lisans Programı'nda hazırlanmıştır. Çalışmada standart bir renkli kameradan alınan yüz görüntüleri kullanılarak gerçek zamanda çalışabilen bir nabız ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Literatürdeki çalışmalar hakkında bilgiler verilip bu çalışma kapsamında mevcut çalışmaların başarılarını artırmalarına katkıda bulunacak yaklaşımlar öne sürülmüştür.

Tez çalışmam süresince bilimsel desteği, fikirleri ve yol göstericiliğiyle bana yardımcı olan danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ÖZTÜRK'e ve bu süreçte manevi olarak bana her zaman destek olan aileme teşekkür ederim.

Bu tezin ilgili alanlardaki çalışmalara katkı sağlayıp insanlığa fayda sağlamasını temenni ederim.

Orhan Barış GANGAL

Trabzon 2019

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Yüz Görüntüleri Kullanılarak Gerçek Zamanlı Nabız Sayımı” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ÖZTÜRK‘ün sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 21/06/2019



Orhan Barış GANGAL

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ	IV
İÇİNDEKİLER	V
ÖZET	VIII
SUMMARY	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ	XIII
SEMBOLLER DİZİNİ	XIV
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. Giriş	1
1.2. Çalışmanın Amaç ve Kapsamı	2
1.3. Pletismografi	2
1.4. Uzaktan Nabız Ölçüm Yöntemleri	3
1.5. Sayısal Görüntü ve RGB Renk Modeli	4
1.5.1. RGB Renk Uzayı	4
1.6. Nabız Sinyali Çıkarmada Ön İşlemler	5
1.6.1. Görüntüyü Tek Kanala Dönüştürmek	5
1.6.2. Logaritmik Dönüşüm	7
1.6.3. Yüz Tespit Algoritması	8
1.7. Nabız Sinyali Çıkarma İşlemleri ve Literatür Özeti	9
1.7.1. Doğrudan Renk Kanallarını Kullanan Yöntemler	10
1.7.2. Kör Kaynak Ayırıştırma Yaklaşımları	11
1.7.3. Model Bazlı Yaklaşımlar	12
1.7.3.1. PBV	13
1.7.3.2. Chrominance (CHROM)	14
1.7.3.3. Spatial Subspace Rotation (2SR)	14

1.7.3.4.	Plane Orthogonal to Skin (POS).....	15
1.8.	Sinyal Filtreleme	16
1.8.1.	Alçak Geçiren Filtre.....	16
1.8.2.	Yüksek Geçiren Filtre.....	17
1.8.3.	Bant Geçiren Filtre	18
1.8.4.	Butterworth Filtre	18
1.9.	Ağırlıklandırılmış Yerel Polinom Regresyonu.....	19
1.10.	Ayrık Zamanlı Fourier Dönüşümü.....	20
1.11.	Başarı Ölçütleri.....	20
1.11.1.	Signal-Noise Ratio (SNR).....	20
1.11.2.	Mean Absolute Error (MAE).....	21
1.11.3.	Mean Absolute Percentage Error (MAPE)	22
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME	23
2.1.	Kullanılan Kamera Düzenegi.....	23
2.2.	Kullanılan Veri Seti.....	23
2.3.	Ön Hazırlık İşlemleri	24
2.3.1.	Renkli Görüntüyü Tek Kanala Düşürmek.....	25
2.3.2.	Logaritmik Dönüşüm	25
2.4.	Nabız Sinyali Çıkarma Algoritması.....	25
2.4.1.	Yüz Bölgesinin Bulunması ve Alın Bölgesinin Dahil Edilmesi	27
2.4.2.	Karakteristik Noktaların Sabitlemesi.....	31
2.4.2.1.	Yüz Bölgesindeki Hareketin Tespiti.....	32
2.4.3.	Ten Bölgelerinin Tespiti.....	36
2.4.3.1.	Yüz Maskesi Renk Ortalamaları ve Standart Sapması Kullanılarak Ten Bölgesi Bulma.....	38
2.4.3.2.	Elmacık Kemikleri Bölgelerinden Ten Bölgesi Tespiti	41
2.4.3.3.	Ten Rengi Bölgesinin Olasılıksal Olarak Belirlenmesi	46
2.4.4.	iPPG Sinyalinin Çıkarılması	50
2.4.5.	Bant Geçiren Filtrenin Etkisi	53

2.4.6.	Sinyal Yumuşatma İşlemi	56
2.4.7.	Frekans Bölgesine Geçiş ile Nabız Hızının Hesaplanması.....	59
2.4.7.1.	Frekans Bölgesine Geçiş ile Nabız Sayısının Hesaplanması.....	59
2.4.7.2.	Geliştirilmiş Tepe Sayımı (GTS) Yöntemi ile Nabız Sayısının Hesaplanması	60
2.4.7.3.	İki Yöntemin Karşılaştırılması	62
2.5.	En Uygun Zaman Penceresi Boyutunun Belirlenmesi	64
2.6.	Video Çözünürlüğünün Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi.....	65
2.7.	Video Formatının ve Bit Hızının Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi ..	67
2.8.	Aydınlatma ve Hareketin Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi.....	71
2.9.	Gerçek Zamanlı Çalışan Uygulama	71
2.9.1.	Hızlandırma Çalışmaları	72
3.	SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	74
4.	ÖNERİLER	74
5.	KAYNAKLAR.....	79
ÖZGEÇMİŞ		

ÖZET

YÜZ GÖRÜNTÜLERİ KULLANILARAK GERÇEK ZAMANLI NABIZ SAYIMI

Orhan Barış GANGAL

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mehmet ÖZTÜRK
2019, 81 Sayfa

Nabız sayımında geleneksel temaslı yöntemlerin kullanılması kişi için zahmetli ve temas nedeniyle rahatsız edici olabilmektedir. Bu işlemi temassız ve daha pratik hale getirmek için kişilerin el, yüz gibi ten bölgeleri görüntülerinden nabız sayımı yaklaşımları önerilmiştir. Bu çalışmada yüz bölgesi kullanılarak kişilerin gerçek zamanlı temassız nabız sayımı yapılmıştır. Bu yapılırken literatürde ten bölgelerinden nabız sinyali çıkarmak için önerilen yaklaşımların performanslarını geliştirmek adına çeşitli yaklaşımlar önerilmiştir. Yüz tespit algoritmaları sonucu elde edilen yüz karakteristik noktaları ile oluşan yüz maskesine, bu bölgeye dahil olmayan alın bölgesini ekleme; karakteristik noktaları hareket gürültüsüne karşı daha dayanıklı yapma; ten bölgeleri ortalaması çıkarma adına elmacık kemiği bölgesi kullanımı ve olasılık tabanlı ten rengi tespiti; ağırlıklandırılmış yerel polinom regresyonu ile sinyal yumuşatma işlemi şeklindeki yaklaşımlarla literatürdeki nabız sinyali çıkarma algoritmalarının performansları artırılmıştır. Literatürde en çok kabul gören yöntemlerden olan POS yaklaşımının başarısı herkesin kullanımına açık DEAP veri seti üzerinde yapılan testlerde sinyal kalitesi anlamında yaklaşık 2dB artırılırken, ölçüm sonuçları hatası 1 BPM azaltılmış olup sistem bu veri seti üzerinde yaklaşık 3,2 BPM ortalama hata ile ölçüm yapabilmektedir. Algoritma, önerilen yaklaşımlarla kayıtlı videolar üzerinde çalıştırılabilir olmasının yanı sıra gerçek zamanlı olarak da kişilerin nabız sayımını yapabilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Temassız nabız sinyali tespiti, Temassız nabız sayımı, Temassız Kalp Atış Hızı, Temassız kalp sinyali tespiti

Master Thesis

SUMMARY

REAL-TIME PULSE COUNTING USING FACE IMAGES

Orhan Barış GANGAL

Karadeniz Teknik Üniversitesi
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical and Electronics Engineering Graduate Program
Supervisor: Assistant Professor Mehmet ÖZTÜRK
2019, 81 Pages

The use of conventional contact methods in pulse counting can be troublesome for the person and uncomfortable due to contact. In order to make this process contactless and more practical, pulse count approaches have been suggested from the skin region images of people, such as hands and face. In this study, real-time contactless pulse counting was performed using the facial region images. In doing so, various approaches have been suggested to improve the performance of the proposed approaches to extract the pulse signal from the skin regions. With the suggestions such as adding forehead area to the mask formed by facial characteristic points obtained from face detection algorithms; making characteristic points more robust against motion noise; the use of the cheekbone region and the probability-based skin color determination for the extraction of the skin regions; the use of weighted local polynomial regression and signal softening, the performance of pulse signal extraction algorithms in the literature has been increased. The performance of the POS approach, one of the most widely accepted methods in the literature, was increased by approximately 2dB in terms of signal quality in the tests performed on the publicly available DEAP dataset, while the measurement results error was reduced by 1 BPM, and the proposed improvements were able to measure the pulses with a mean error of approximately 3.2 BPM on this data set. The algorithm can be operated on recorded videos with proposed approaches, as well as counting real-time pulses of people.

Key Words: iPPG, rPPG, remote-photoplethysmography, image-photoplethysmography

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Hemoglobın molekölünün dalga boyu ve ışığı soğurma karakteristiğı.....	3
Şekil 2. RGB Renk Kúpü	5
Şekil 3. Oriđinal RGB fotoğraf ve ITU-R BT.601 standartlarına göre gri seviye dönüşümü uygulanmış fotoğraf	6
Şekil 4. Oriđinal gri seviye fotoğraf ve logaritma dönüşümü uygulanmış fotoğraf.....	7
Şekil 5. Dlib kütüphanesi ile bulunan yüz ve karakteristik noktalar	9
Şekil 6. Yeşil kanal renk değerleri ortalamasının zamana göre değişimi.....	10
Şekil 7. Işığın deriden yansıma modeli	12
Şekil 8. 35 kHz değerinden yüksek bileşenleri filtreleyen bir alçak geçiren filtre örneği ..	16
Şekil 9. 35 kHz değerinden düşük bileşenleri filtreleyen bir yüksek geçiren filtre örneği .	17
Şekil 10. 500 ile 560 Hz arasını geçiren bir bant geçiren filtre örneği.....	17
Şekil 11. 0.5 ile 3 Hz arasını geçiren 4. dereceden bir Butterworth filtre	18
Şekil 12. Sinyal ve gürültü bölgesinin gösterilmesi. Kırmızı çizgi sinyal, mavi çizgi gürültü bölgesi	21
Şekil 13. DEAP veri setinden örnek bir görüntü	24
Şekil 14. Nabız sinyali çıkarma algoritması akış şeması.....	26
Şekil 15. Yüz maskesi ve karakteristik noktalar	27
Şekil 16. Yüz maskesi ve karakteristik noktaların görüntü üzerinde gösterilmesi.....	28
Şekil 17. Alın noktaları eklenmiş yüz maskesi.....	29
Şekil 18. Alın bölgesinin SNR değerine etkisi	30
Şekil 19. Alın bölgesinin ortalama mutlak hataya etkisi	30
Şekil 20. Karakteristik nokta sabitlemesinin SNR değerine etkisi	34
Şekil 21. Karakteristik nokta sabitlemesinin ortalama mutlak hata değerine etkisi.....	35
Şekil 22. Ağız ve göz bölgeleri çıkarılmış yüz maskesi.....	37
Şekil 23. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgeleri bulunmasının SNR değerine	39

Şekil 24. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgeleri bulunmasının ortalama mutlak hataya etkisi	40
Şekil 25. Elmacık kemikleri bölgelerinin gösterimi	42
Şekil 26. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespitinin SNR değerine etkisi	44
Şekil 27. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespitinin ortalama mutlak hataya etkisi	45
Şekil 28. Tek bir renk kanalı için oluşturulan elmacık kemikleri bölgeleri ortalaması 100 olan bir gauss olasılık yoğunluk fonksiyonu örneği	47
Şekil 29. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yöntem ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların SNR değerlerinin karşılaştırılması	48
Şekil 30. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yaklaşım ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların ortalama mutlak hatalarının karşılaştırılması	49
Şekil 31. POS, CHROM, Yeşil-Kırmızı (GR) ve Yeşil (G) yaklaşımlarının SNR değerleri sonuçlarının karşılaştırılması	51
Şekil 32. POS, CHROM, Yeşil-Kırmızı (GR) ve Yeşil (G) yöntemlerinin MAE sonuçlarının karşılaştırılması	52
Şekil 33. POS Yöntemi ile ten bölgesinden çıkarılmış filtresiz nabız sinyali	54
Şekil 34. POS Yöntemi ile ten bölgesinden çıkarılmış bant geçiren filtre geçirilmiş nabız sinyali	54
Şekil 35. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtreli ve filtresiz halinin SNR değeri ile karşılaştırılması	55
Şekil 36. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtreli ve filtresiz halinin MAE değeri ile karşılaştırılması	55
Şekil 37. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren ile filtrelenmiş hali	57
Şekil 38. Bant geçiren filtre ile filtrelenmiş sinyalin yumuşatma işlemi uygulanmış hali ..	57
Şekil 39. Sinyal yumuşatma işleminin SNR değerine katkısı	57
Şekil 40. Sinyal yumuşatma işleminin MAE değerine katkısı	58
Şekil 41. Nabız sinyalinin Fourier Dönüşümü ile frekans bölgesi gösterimi	60

Şekil 42. Geliştirilmiş tepe sayımı yöntemi ile nabız sayısı hesaplama	61
Şekil 43. Fourier Dönüşümü ve GTS yöntemleri ile nabız sayısı bulma ortalama mutlak hata karşılaştırması.....	63
Şekil 44. Pencere boyutunun zamana göre SNR değerine etkisi.....	64
Şekil 45. Pencere boyutunun zamana göre MAE değerine etkisi.....	65
Şekil 46. Video çözünürlüğü değişiminin SNR değerine etkisi	66
Şekil 47. Video saniyedeki bit sayısının ve sıkıştırma formatının SNR değerine etkisi (POS)	67
Şekil 48. Oluşturulan veri setindeki görüntülerden 6600 kbps değerinde sıkıştırılmış görüntü. H.265, H.264, Motion JPEG Avi	68
Şekil 49. Video saniyedeki bit sayısının ve sıkıştırma formatının SNR değerine etkisi (GR).....	69
Şekil 50. Gerçek zamanlı çalışan uygulama ekran görüntüsü	71
Şekil 51. Çalışmada önerilen tüm yaklaşımların SNR değerine katkısı.....	75
Şekil 52. Çalışmada önerilen tüm yaklaşımların MAE değerine katkısı.....	75

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Alın bölgesinin tüm katılımcılar ortalamasına etkisi	31
Tablo 2. Karakteristik nokta sabitlemenin tüm katılımcılar ortalamasına etkisi.....	35
Tablo 3. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgesinin bulunması yaklaşımının tüm katılımcılar ortalamasına etkisi.....	40
Tablo 4. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespitinin genel karşılaştırılması	45
Tablo 5. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yaklaşım ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların genel ortalamalar.....	50
Tablo 6. POS, CHROM, GR ve G yöntemlerinin ortalama sonuçlarının karşılaştırılması.	53
Tablo 7. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtre uygulanmış ve uygulanmamış halinin genel ortalamaları ile karşılaştırılması.....	56
Tablo 8. Sinyal yumuşatma işleminin tüm katılımcı ölçümleri ortalamasıyla gösterimi....	59
Tablo 9. Fourier Dönüşümü ve GTS yöntemleri ile nabız sayısı bulma genel ortalama mutlak hata karşılaştırması.....	63
Tablo 10. Aydınlatma ve hareketin nabız sinyali çıkarma başarısına etkisinin SNR (dB) değerleri ile karşılaştırılması.....	70
Tablo 11. Önerilen yöntemlerin tüm nabız sinyali çıkarma yöntemleri üzerindeki katkısı	76

SEMBOLLER DİZİNİ

SNR: Signal-Noise Ratio (Sinyal-Gürültü Oranı)

MAE: Mean Absolute Error (Ortalama Mutlak Hata)

MAPE: Mean Absolute Percentage Error (Ortalama Yüzdesele Mutlak Hata)

FPS: Frame Per Second (Saniyedeki Görüntü Karesi Sayısı)

BPM: Beat Per Minute (Dakikadaki Kalp Atış Sayısı)

RGB: Kırmızı-Yeşil-Mavi Renk Kanalları

EEG: Electroencephalography (Elektroensefalografi)

EKG: Electrocardiography (Elektrokardiyografi)

PPG: Pletismograf

iPPG: Resimden Pletismograf Sinyali

rPPG: Uzak Pletismograf Sinyali

R: Kırmızı Renk Kanalı

G: Yeşil Renk Kanalı

B: Mavi Renk Kanalı

dB: Desibel

kbps: Saniyedeki Bit Sayısı

ICA: Independent Component Analysis (Bağımsız Bileşenler Analizi)

PCA: Principal Component Analysis (Temel Bileşenler Analizi)

POS: Plane-Orthogonal to Skin

CHROM: Chrominance

2SR: Spatial Subspace Rotation

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Son yıllarda insan sağlığı ile ilgili bilgilerin ölçülmesi ve takip edilmesi konusunda elektronik destekli pratik çözümler iyice yaygınlaşmıştır. Bu doğrultuda kalp atış hızının EKG, oksimetre gibi geleneksel cihazlar yardımıyla ölçülmesinin ötesinde temassız, kişiyi rahatsız etmeden ölçüm yapan sistemler üzerindeki çalışmalar da oldukça hız kazanmıştır.

Kalp atış hızını ve kalbin detaylı elektriksel aktivitesini ölçüp takip etmeye yarayan doğruluğu en yüksek olan ve en yaygın kullanılan cihazlar Elektrokardiyografi (EKG) cihazlarıdır. EKG cihazları hastanın göğüs bölgesinde belli yerlere yerleştirilen elektrotlar aracılığı ile kalbin ritmini, hızını, kalp atışlarının yayılmasını grafiksel olarak gösteren ve kaydeden cihazlardır. Bu cihazlar kalp hızı yanında kalple ilgili rahatsızlıklarla ilgili bilgiler vermesine karşın kişi kendi başına ölçüm yapamayacağı için pratik değildir.

Kalp atış hızını ölçebilen bir diğer cihaz türü parmaktan ölçüm yapan oksimetre cihazlarıdır. Oksimetre cihazları hastanın kanındaki oksijen doygunluğunu (SPO_2) ve kalp atış hızını gösteren cihazlardır. Bu cihazlar, kan vücuda pompalandığı esnada kan hacmindeki değişimlerin neden olduğu ışık emilimindeki farklılıklar yardımıyla nabız hızını ölçerler. El veya ayak parmaklara takılabildiği gibi kulak memesine takılarak da kullanılabilen modelleri mevcuttur. Ancak bahsi geçen uzuvlara yaylı bir kısıkaç yardımıyla bağlandığı için hissedilen sıkıştırma hissi nedeniyle bu durumdan bazı insanlar rahatsız olabilmektedir.

Bu yöntemlerin dışında bilek ve koldan tansiyon ölçümü yapan cihazlar da kalp atış hızını ölçebilmektedir. Bu cihazlar, bağlanıldığı bölgede bir basınç oluşturarak bu basıncın ölçülmesi yoluyla kişinin tansiyonunu ve kalp atışını ölçebilmektedir. Bu yöntem de diğer cihazlar gibi yeterince pratik değildir. Tansiyon ölçümü yapan bu cihazlar oluşturduğu basınç nedeniyle birçok insan tarafından rahatsız edici bulunmaktadır.

Son yıllarda, kişilerin nabız hızlarını temassız ve kişide hareket kısıtlaması olmayacak bir şekilde kişiyi rahatsız etmeden kamera görüntüleri ile kişinin yüz, el gibi çeşitli bölgelerinden ölçmeyi hedefleyen bazı yöntemler önerilmiştir. Nabız sinyallerinin elde

edilmesinde standart bir kamera kullanımı, ölçüm pratikliğini artırmanın yanı sıra ulaşımı ve maliyeti kolay bir donanım olduğu için bu açıdan da bir pratiklik sağlamaktadır.

1.2. Çalışmanın Amaç ve Kapsamı

Kişilerin nabız sayısını temassız bir şekilde ölçebilmek günümüzdeki birçok çalışmaya konu olmaktadır. Nabız sinyali insan yüzünden veya vücudundaki başka birçok ten bölgelerinden çıkarılabilmektedir. Ancak bu sinyali gürültülerden etkilenmeden doğru bir şekilde çıkartabilmek oldukça zor bir işlemdir.

Kişilerin ten bölgelerinden çıkarılan sinyaller oldukça düşük genlikte sinyaller olduğu için bu konudaki çalışmalar bu sinyalin değişik hareket ve ışık koşulları altında başarılı bir şekilde çıkarılması yönünde olmaktadır.

Bu çalışmada da literatürde kabul görmüş nabız sinyali çıkarma algoritmalarının yüz görüntüleri kullanıldığında başarılarını artırmalarını sağlayan yaklaşımlar öne sürülmüştür. Bunun yanında önerilen yaklaşımlar ile gerçek zamanlı uygulama tasarlanmış ve gerçek zamanda çalışmaya uygun şekilde algoritmada hızlandırma çalışmaları yapılmıştır.

Bunlara ek olarak bu çalışmada görüntü çözünürlüğünün nabız sinyali çıkarma işlemine olan etkisi incelenmiştir.

Ayrıca görüntü sıkıştırma formatı ve sıkıştırma kalitesiyle ilgili de çalışma yapılmış olup önceden kaydedilmiş görüntüler üzerinde nabız sayımı yapma işlemlerinde görüntü sıkıştırma formatı ve kalitesinin nabız sinyali ve nabız sayımı başarısına etkisi incelenmiştir.

1.3. Pletismografi

Pletismografi (Plethysmography), kişilerin doku veya organlarında oluşan hacim değişikliklerini saptama tekniklerinin genel adıdır. Kan hacmindeki değişiklikleri yüz, parmak, kulak memesi gibi ten yüzeylerinden optik olarak saptama tekniklerine ise Fotopletismografi (Photoplethysmography) adı verilir. Kısaca PPG olarak gösterilir.

Kişilerin kan hacmindeki değişikliklerin kamera görüntüleri kullanılarak temassız olarak ölçülmesi ise Resim-Fotopletismografi (Image-Photoplethysmography) veya Uzak-Fotopletismografi olarak adlandırılır. Kısaca iPPG veya rPPG olarak gösterilir.

Bu çalışmada bundan sonra iPPG sinyali, kalp atış sinyali ve nabız sinyali olarak sözü geçen terimler aynı anlamda kullanılmış olup kişinin yüz bölgesindeki kalp hacminin değişimini gösteren sinyaldir.

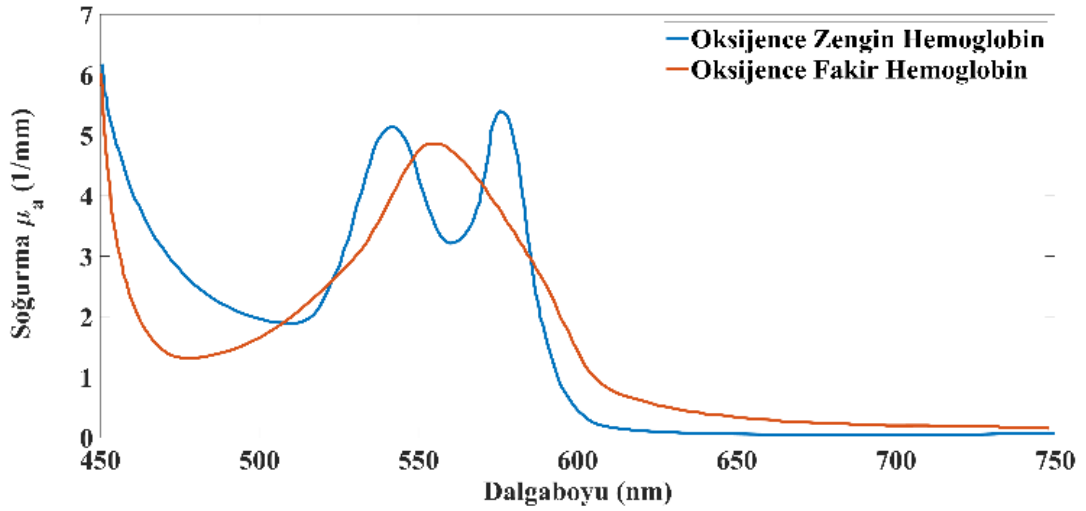
1.4. Uzaktan Nabız Ölçüm Yöntemleri

Standart bir kamera ile kişinin uzaktan nabız hızının ölçülmesinde hemoglobinin molekülünün ışığı soğurma karakteristiğinden faydalanılır.

Hemoglobin (HGB), kandaki oksijen ve karbondioksiti taşımakla görevli bir proteindir. Kalp kanı pompaladığı anda oksijence zengin kanı dokulara, dokulardaki karbondioksitçe zengin kanı da solunum organına taşır.

Hemoglobinin vücuttaki bu görevi dikkate alındığında vücuttaki hemoglobin hareketlerini incelemek kişinin nabız sinyalini tespit etme anlamında önemli bir başlangıç noktasıdır.

Şekil 1’de hemoglobinin dalga boylarına göre ışığı soğurma miktarı görünmektedir. Görüldüğü üzere 520nm ve 580nm dalga boyu arası hemoglobinin ışığı soğurma miktarının en fazla olduğu aralıktır [1]. Bu aralık da renk bazında yeşil renge karşılık gelmektedir.



Şekil 1. Hemoglobin molekülünün dalga boyu ve ışığı soğurma karakteristiği [1]

Kamera görüntülerinden nabız sinyali elde edilirken ilk önerilen yaklaşımlar doğrudan renk kanalları kullanılarak nabız sinyali çıkarma yaklaşımları olmuştur. Yeşil renk hemoglobinin ışığı en çok soğurduğu dalga boyu olmasından yeşil kanalın [6-8] doğrudan nabız sinyali için kullanıldığı çalışmalar vardır. Bunun dışında yeşil kanaldan kırmızı kanal çıkarılarak [9] da nabız sinyali elde etme yaklaşımları da önerilmiştir.

Nabız sinyali çıkarmada diğer yaklaşım türleri ise kör kaynak ayrıştırma yaklaşımlarıdır. Bu doğrultuda Bağımsız Bileşenler Analizi (ICA) [11] ve Temel Bileşenler Analizi (PCA) [10] gibi karmaşık veri analiz yöntemleri önerilmiştir.

Bu yaklaşımların hareket ve ışık değişimi durumlarında istenilen başarıyı gösterememesi sebebiyle model bazlı yaklaşımlar önerilmiştir. Model bazlı yaklaşımlar ışığın insan derisinden yansıma modelini baz alarak önerilen yaklaşımlardır.

1.5. Sayısal Görüntü ve RGB Renk Modeli

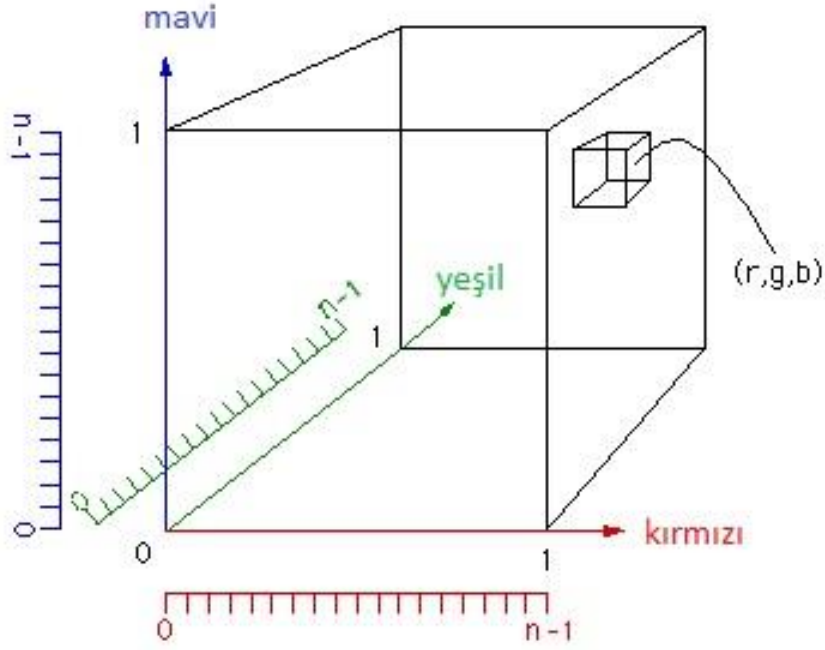
Sayısal görüntü, dijital ortamda gösterilebilecek görüntünün en ufak birimi olan piksellerden oluşan her renk tonunun sıfır ve birlerden ifade edildiği verilerdir.

Sayısal görüntü işlemede görüntünün piksel değerleri üzerinde işlemler yapılarak görüntülerde istenilen değişiklikler yapılabilir.

Renk modelleri, sayısal görüntülerde tüm renkleri temsil edecek şekilde 3 boyutlu olarak tasarlanan ve renkleri tanımlamak için kullanılan matematiksel modellerdir. 3 boyutlu olarak tasarlandıkları için renk uzayları olarak ifade edilirler. RGB, HSV, YCbCr gibi değişik türde renk uzayları mevcuttur. Bu renk uzaylarından en çok kullanılanı RGB renk uzayı olup bu renk uzayları birbirine dönüştürülebilmektedir.

1.5.1. RGB Renk Uzayı

RGB renk uzayı “Red”, “Green” ve ”Blue” yani sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi renklerin baş harfleri alınarak isimlendirilmiş bir renk uzayıdır. Renk uzayı bir küp olarak tanımlanır. Her bir renk, bu üç rengin belirli değerlerde karıştırılması ile elde edilir. Her piksel için kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç adet sayısal değer bulunur. Tüm renklerin en yüksek değerde birleşmesi ile beyaz, en düşük oranda birleşmesi veya başka bir deyişle tüm renk değerlerinin sıfır olması durumunda da siyah renk meydana gelir.



Şekil 2. RGB Renk Küpü [2]

1.6. Nabız Sinyali Çıkarmada Ön İşlemler

Kameradan alınan görüntülerden nabız sinyali çıkarabilmek için görüntü üzerinde yapılan tüm ön işlemler bu başlıkta incelenmektedir.

1.6.1. Görüntüyü Tek Kanala Dönüştürmek

RGB, HSV gibi renk uzayları 3 kanaldan oluşmaktadır. Ancak görüntü işleme uygulamalarında bazı işlemler tek kanal kullanılarak yapılmaktadır. Gri tonlamalı görüntüler en yüksek piksel değeri beyaz, en düşük piksel değeri siyah ve ara değerler grinin tonları olarak gösterilen görüntülerdir. 3 kanallı görüntülerin her bir kanalı tek tek kullanıldığında görüntü gri seviyede görünse de bu tercih edilmez. Tüm kanallardan belli oranda bilgi olarak dönüşüm yapıldığında orijinal görüntüdeki bilgiler daha az kayıplı olarak ifade edilebilir.

Renk kanallarının hangisinin hangi oranda alınarak birleştirileceği ile ilgili çeşitli standartlar vardır. Standart renkli TV, PAL, SECAM ve NTSC gibi video sistemlerinde ITU-R BT.601 standardına göre denklem (1)'deki formül kullanılır.

$$Y' = 0.299R' + 0.587G' + 0.114B' \quad (1)$$

Burada R' kırmızı rengi, G' yeşil rengi ve B' de mavi rengi ifade eder.

HDTV görüntü sistemlerinde ITU-R BT.709 standardına göre denklem (2)'deki formül kullanılır.

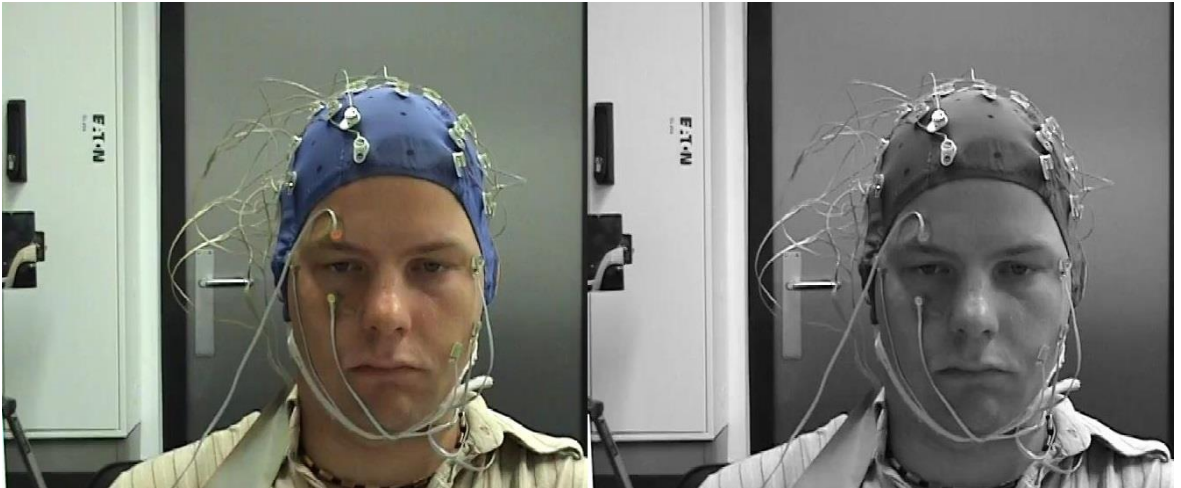
$$Y' = 0.2126R' + 0.7152G' + 0.0722B' \quad (2)$$

HDR televizyon sistemlerinde ise ITU-R BT.2100 standardına göre denklem (3)'teki formül kullanılmaktadır.

$$Y' = 0.2627R' + 0.6780G' + 0.0593B' \quad (3)$$

Formüllerde ortak özellik olarak yeşil kanalın ağırlığı fazlayken mavi kanalın ağırlığının oldukça düşük olması gösterilebilir.

Bu çalışmada ITU-R BT.601 standartlarına uygun formül kullanılmıştır.



Şekil 3. Orijinal RGB fotoğraf (soldaki) ve ITU-R BT.601 standartlarına göre gri seviye dönüşümü uygulanmış fotoğraf (sağdaki)

1.6.2. Logaritmik Dönüşüm

Logaritma dönüşümleri resimlerdeki düşük gri seviye değerlerine sahip dar bir aralığı daha geniş bir aralığa aktarmayı sağlarlar. Bu dönüşümler, bir görüntüdeki koyu piksel değerlerini genişletmek ve daha yüksek gri seviye değerine sahip açık tonda piksel değerlerini sıkıştırmak için kullanılırlar.

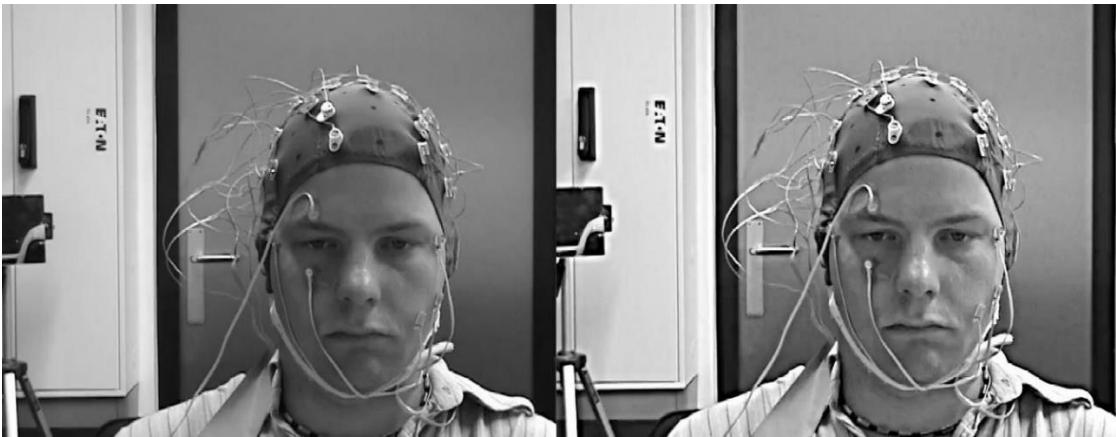
Logaritma dönüşümleri, piksel renk değerlerinde büyük değişimlerin olduğu görüntülerde görüntülerin dinamik aralığının sıkıştırılmasını sağlar [3].

$$s = c \log(1 + r) \quad (4)$$

Denklem (4)'te logaritmik dönüşümün genel formülü gösterilmektedir. Burada c bir sabittir ve r değeri giriş görüntüsünü ifade eder. r değerine her zaman 0'dan büyük olması için logaritma alınmadan önce 1 eklenir. s ise dönüşüm sonucu oluşan çıkış görüntüsüdür.

Bu çalışmada c katsayısı; giriş görüntüsünün logaritma sonucunun, yine aynı görüntünün 21x21 boyutunda bir maskeyle ortalama filtresi geçirilmiş haline bölünmesiyle elde edilmiştir.

Ortalama filtresindeki maskede tüm değerler toplamı 1'dir. Maske tüm fotoğraf üzerinde gezdirilir ve çakıştığı tüm piksellerin ortalaması alınarak elde edilen değer, maskenin ortasına karşılık gelen piksele yazılır. Bu sayede resimde bir yumuşatma etkisi oluşur. Burada ise bölme işlemi kullanıldığı için yumuşatma yerine keskinleştirme işlevi görmüştür.



Şekil 4. Orijinal gri seviye fotoğraf (soldaki) ve logaritma dönüşümü uygulanmış fotoğraf (sağdaki)

1.6.3. Yüz Tespit Algoritması

Kişilerin yüz görüntüsünden nabız sinyalini çıkarabilmek için gerekli ön adımlardan birisi de kişinin görüntü üzerinde yüzünün tespit edilmesi işlemidir. Ancak sadece yüz tespiti yeterli olmayıp yüzde karakteristik nokta olarak tanımlanabilecek yüz çevresi, göz, burun, dudak, kaş gibi bölgelerin sınırlarını gösteren noktaların da konumlarının bilinmesi nabız sinyalini daha başarılı çıkarabilme açısından önemlidir.

Yüz tespit algoritmaları ile ilgili literatürde yüzü ve yüz içindeki karakteristik noktaları başarıyla ayırt eden birçok algoritma mevcuttur. Bunlardan yüzdeki karakteristik noktaları başarıyla çıkarabilenlerden başlıcaları CLM Framework ve Dlib olarak gösterilebilir.

CLM Framework [22], açılımı “Constrained Local Model” olan yani sınırlandırılmış yerel model olarak Türkçeleştirilebilen, Cambridge yüz takibi olarak da bilinen bir kütüphanedir. Yüzdeki karakteristik noktaları ve başın duruş açısını tespit edebilir. Bir görüntü işleme kütüphanesi olan OpenCV 3 ile birlikte çalışır.

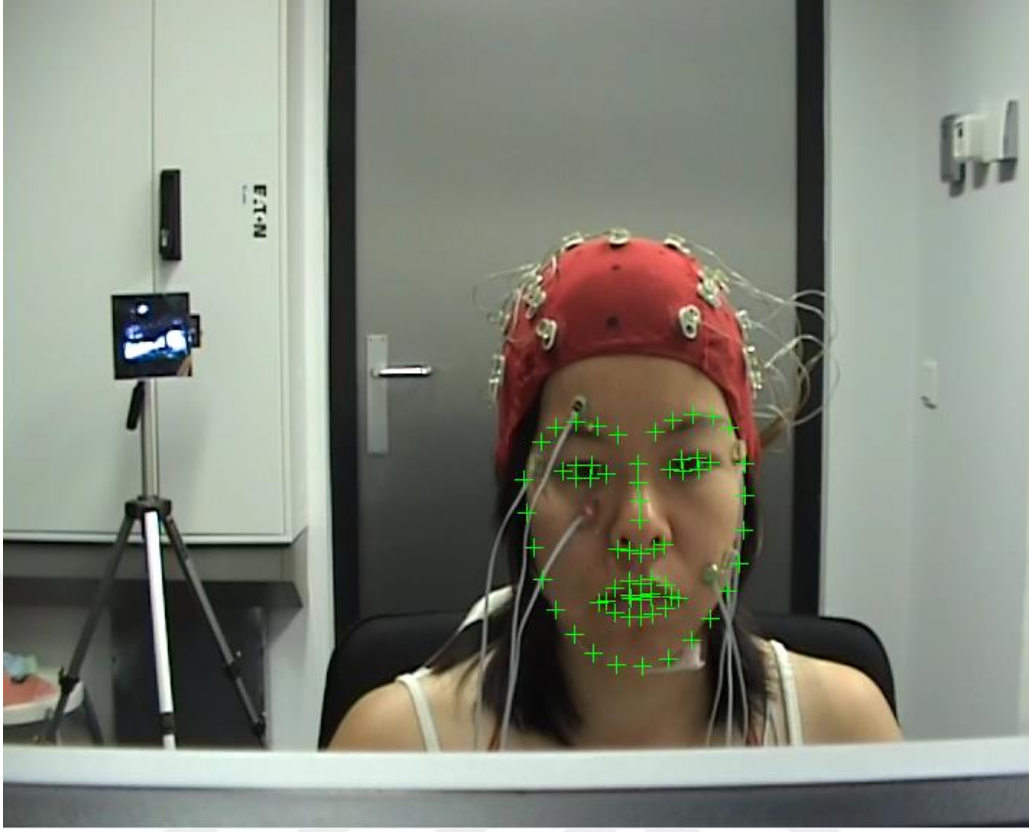
Dlib [5], içerisinde çeşitli makine öğrenmesi, bilgisayarla görme, lineer cebir algoritmalarını bulunduran bir kütüphanedir. CLM Framework’e benzer şekilde yüzdeki karakteristik noktaları bulma konusunda başarılıdır.

Dlib kütüphanesi, CLM Framework’e göre daha hızlı ve ticari kullanıma izin veren bir kütüphanedir. Ayrıca algoritmayı bir çalışmaya adapte etmesi daha kolaydır. Bu yüzden bu çalışmada Dlib kütüphanesi kullanılmıştır.

Yüz bulma ve yüz içerisindeki karakteristik noktaları belirleme aşamaları birbirinden ayrıdır. Önce yüz bulduktan sonra bulunan bölge içerisinde karakteristik noktalar belirlenir. Dlib ile karakteristik noktaları belirleyebilmek için herhangi bir yüz bulma algoritması kullanılabilir. Burada makine öğrenmesi tabanlı Viola-Jones Yüz Tespit algoritması kullanılmıştır [4]. Yüz bulduktan sonraki aşama artık karakteristik noktaların bulunma işlemidir.

Burada karakteristik nokta konumları önceden etiketlenmiş bir veri seti üzerinde eğitim yaptırılmıştır. Görüntülerdeki karakteristik noktaların birbirine olan uzaklığı baz alınarak regresyon ağaçları kullanılmıştır. Bir öznitelik çıkarma durumu söz konusu değildir [5].

Bu eğitim sonucunda ortaya çıkan model ile Şekil 5’te görüldüğü gibi 68 adet karakteristik nokta yüksek başarı ile bulunabilmektedir.



Şekil 5. Dlib kütüphanesi ile bulunan yüz ve karakteristik noktalar

1.7. Nabız Sinyali Çıkarma İşlemleri ve Literatür Özeti

Nabız sinyali çıkarma işlemlerinde ilk adım sinyalin çıkarılacağı yüz, el gibi vücut bölgelerinin görüntü üzerinde tespit edilmesidir. Daha sonra bulunan bölgelerin piksel değerleri ortalamaları kullanılarak çeşitli algoritmalarla nabız sinyali çıkarılır. Bant geçiren filtre yardımıyla filtrelenen sinyalin, frekans bölgesi analizi ile baskın frekansı bulunarak nabız hızı tespiti yapılır.

Nabız sinyali çıkarılma işleminde literatürde yapılan çalışmalar çoğunlukla tespit edilmiş bir vücut bölgesi renk değerleri ortalamasından nabız sinyalini en iyi çıkarma yaklaşımları üzerine olmaktadır [24]. Nabız sinyali çıkarmada öne sürülen bu yaklaşımlar üç başlık halinde kategorize edilebilir. Bunlardan ilk ortaya atılanlar RGB renk kanallarını doğrudan kullanarak nabız sinyali çıkarma yöntemleridir. Yeşil kanal [6-8] ve Yeşil-Kırmızı [9] farkı ile doğrudan nabız sinyali çıkarılabilmektedir.

Bir diğerk yaklaşımd türü kör kaynak ayrıştırma yöntemleridir. Bu yöntemlerde RGB kanallarından alınan veriler Bağımsız Bileşenler Analizi (ICA) [11] ve Temel Bileşenler Analizi (PCA) [10] gibi yöntemlerle farklı kaynaklara ayrıştırılarak nabız sinyali bulunur.

Son olarak bu yaklaşımların hareket ve ışık değişimi gibi sinyali bozan büyük etkenlere karşı direnci yeterli olmadığı için model tabanlı yöntemler öne sürülmüştür. [12-15]

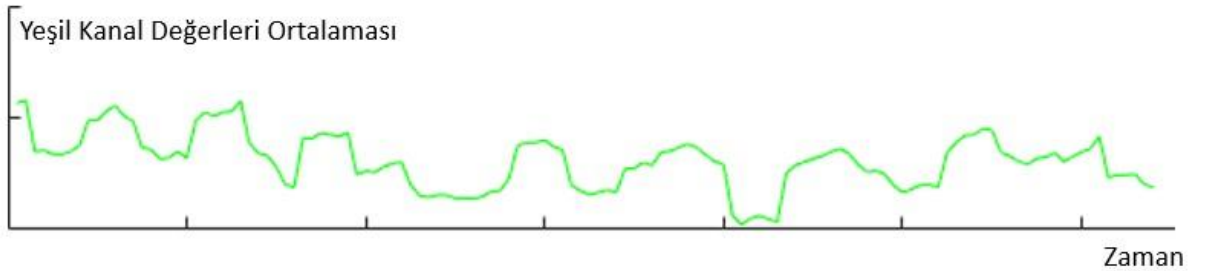
1.7.1. Doğrudan Renk Kanallarını Kullanan Yöntemler

Kişilerin nabız sinyallerinin çıkarılması için ilk önerilen yaklaşımlar yüz bölgesindeki yeşil kanal renk ortalamaları kullanılarak sinyalin çıkarılması işlemidir [6-8]. Bu yöntemlerde çeşitli yüz bulma algoritmalarından gelen yüz bölgesi içinde kalan tüm piksellerin yeşil kanal renk değerlerinin ortalaması alınarak yeşil kanal renk ortalaması hesaplanır. Tek bir pikselden gelen değerin değil de tüm piksellerin ortalamasının alınması gürültü kaynaklı hataları azaltmaktadır.

$$\text{Yüz Bölgesi Ortalaması} = \frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N G_i \right) \quad (5)$$

G_i yüz bölgesindeki bir pikselin yeşil kanal değeri olmak üzere yüz bölgesi ortalaması denklem (5)'e göre hesaplanır.

Ortalama olarak hesaplanan bu değer kameradan elde edilen her görüntü karesi için tekrar edilir. Zaman eksenini boyunca her ana karşılık gelen bir yüz bölgesi ortalama değeri oluşur. Bu değerlerin zamana göre değişimi nabız sinyalini oluşturmaktadır.



Şekil 6. Yeşil kanal renk değerleri ortalamasının zamana göre değişimi

Yeşil kanal değerlerinin ortalaması alınarak çıkarılan nabız sinyaline alternatif olarak yüz bölgesindeki yeşil kanal değerleri ile kırmızı kanal değerlerinin farkı alınarak ortalama alınması yaklaşımları da önerilmiştir [9]. Burada hemoglobin molekülünün en fazla soğurduğu rengin yeşil olması ve en çok yansıttığı rengin kırmızı olması özelliğinden yola çıkılarak bu yaklaşımlar öne sürülmüştür.

$$\text{Yüz Bölgesi Ortalaması} = \frac{1}{N} \left(\sum_{i=1}^N G_i - R_i \right) \quad (6)$$

G_i yüz bölgesindeki bir pikselin yeşil kanal değeri ve R_i de yüz bölgesindeki bir pikselin kırmızı kanal değeri olmak üzere yüz bölgesi ortalaması denklem (6)'ya göre hesaplanır.

1.7.2. Kör Kaynak Ayırıştırma Yaklaşımları

Bu yaklaşımlar, bağımsız bileşenler analizi (ICA) [11,25,26] ve temel bileşenler analizi (PCA) [10] ile RGB kanallarından alınan sinyallerin farklı kaynaklara ayrılarak nabız sinyalinin çıkarılmasını hedefler [23].

Bu konuda yapılmış çeşitli çalışmalar mevcuttur. ICA ve PCA arasındaki temel fark nabız sinyalinin bağımsız ya da ilişkisiz olduğu ile ilgili varsayımlardır. Bu işlemler sonucunda elde edilen en periyodik sinyal nabız sinyali olarak seçilir. Bu doğrultuda bu yaklaşımlar egzersiz gibi periyodik hareket içeren durumlarda düşük performans gösterirler.

Kör kaynak ayırıştırma yöntemleri karakteristik cilt yansıma özelliklerinden yararlanılmayan genel sinyal işleme işlemleri için kullanılan hesaplamalı çözümlerdir. Bu bağlamda nabız sinyalinin farklı renk kanallarında farklı genlikte olduğu bilgisini göz ardı eder. Ayrıca bu yöntemlerde ölçüm penceresinin uzun olması gerekliliği ve işlem karmaşıklığı nedeniyle işlem yükünün fazla olması da diğer dezavantajları olarak söylenebilir.

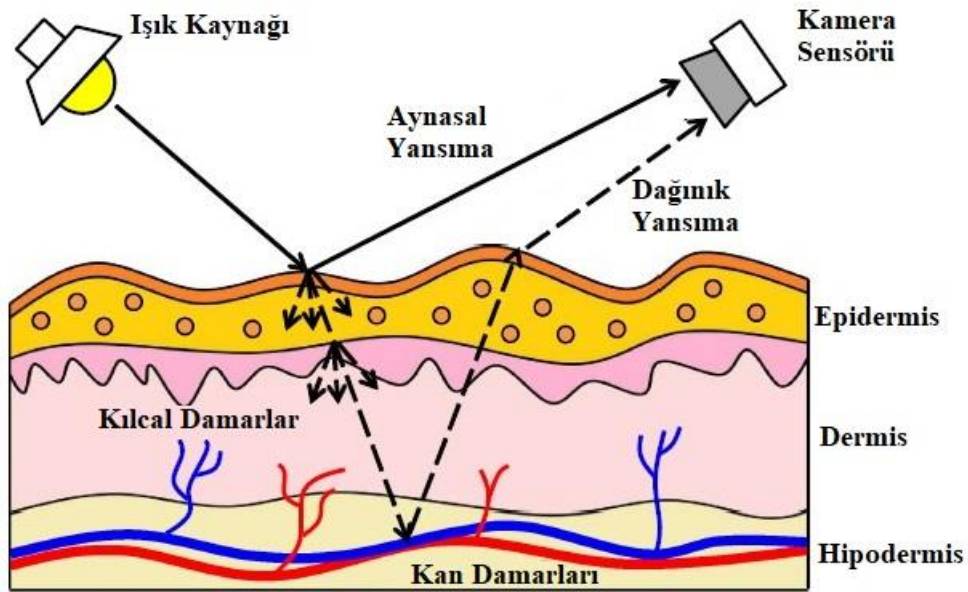
1.7.3. Model Bazlı Yaklaşımlar

Model bazlı yaklaşımlar, ışığın deriden yansımaya modeli baz alınarak öne sürülmüş yaklaşımlardır. Işık kaynağından çıkan ışıklar deriye çarptıktan sonra iki farklı şekilde yansımaya yaparlar. Bunlardan ilki aynasal yansımadır. Bu yansımaya doğrudan ten bölgelerinin en üst kısmından yansıyan ışıktır. Bu ışık derinin alt tabakalarına inmediğinden herhangi bir pletismograf sinyali içermez.

Diğer yansıyan ışık ise dağınık yansımadır. Bu yansımada ışık derinin alt tabakalarına ulaştığından kan hacminin değişimine göre ışığın yansımaya miktarı değişeceğinden nabız sinyali bu yansımaya bileşeninden çıkarılmaktadır.

Model bazlı yaklaşımlarda kör kaynak ayrıştırma yöntemleri ve renk kanallarını doğrudan kullanma yöntemlerinden farklı olarak renk vektörleri kullanılırlar. Tüm model bazlı yöntemlerin ortak noktası elde edilen sinyalde cilt tonu ve ışık kaynağı bağımlılığını ortadan kaldırmaktır.

$$C_n(t) = \underbrace{\mathbf{1} \cdot (1 + i(t))}_{\text{Yoğunluk}} + \underbrace{N \cdot \mathbf{u}_s \cdot I_0 \cdot s(t)}_{\text{Aynasal Yansıma}} + \underbrace{N \cdot \mathbf{u}_p \cdot I_0 \cdot p(t)}_{\text{Nabız Sinyali}} \quad (7)$$



Şekil 7. Işığın deriden yansımaya modeli [15]

Denklem (7)'de ışığın deriden yansımaya modelinin formülü görünmektedir. Burada $C_n(t)$ zamansal olarak normalize edilmiş renk kanalları ortalamasını göstermektedir. $i(t)$ yansıyan ışık bileşeninin ışık yoğunluğunu; $s(t)$ aynasal yansımayı, $p(t)$ ise nabız sinyalini ifade eder. \mathbf{u}_s , aynasal yansımaya birim vektörü, \mathbf{u}_p ise nabız yansımaya birim vektörünü ifade eder. N , normalizasyon matrisidir.

Burada yoğunluk olarak adlandırılmış bölüm vektörel olarak $\mathbf{1}$ yönündeki ışık yoğunluğu değişimlerini gösterir. Bu aynı zamanda normalize edilmiş cilt tonu yönüdür. Çoğunlukla en güçlü bileşendir. Hareket ve ışık değişimi koşullarından en fazla etkilenir ve bu etki tüm renk kanallarında aynı derecede olur.

Aynasal olarak adlandırılmış bölüm aynasal yansımaya yönündeki değişimleri gösterir. Beyaz ışık altında $s(t)$, 1 olarak alınır. Cilt tonunun tersi şekilde ölçeklenir.

Nabız sinyali olarak adlandırılmış bölüm ise nabız sinyalinin elde edildiği renk değişimleri yönünü gösterir. Kamera sensörü ve parlaklığa bağlıdır ancak çoğunlukla ten renginden bağımsızdır. [12]

Model tabanlı yöntemlerde literatürde en çok kabul görmüş yöntemler CHROM ve POS yaklaşımıdır. Ayrıca PBV ve 2SR gibi yaklaşımlar da vardır.

1.7.3.1. PBV

PBV [12], tüm renk değişimlerini nabız sinyali yönünde sınırlayarak nabız sinyaline bu şekilde doğrudan ulaşmayı hedefler. Bunu yaparken de 3×1 boyutunda bir yansıtma vektörü kullanır. Bu yansıtma vektörü kullanılarak renk kanalları ortalamalarının nabız sinyali yönüne izdüşümü alınır.

Bu yaklaşımda iki tür sınırlama vardır. Birincisi; ten bölgeleri, bozulma olmayacak şekilde en iyi koşullarda tespit edilmelidir. İkincisi ise PBV, belirli bir parametre ayarına duyarlıdır. Işık spektrumu ve kamera sensörüne bağlı olarak belirli bir kayıt düzeniyle sınırlandırılır. Halojen lamba ve optik RGB filtresi kullanılarak iz düşüm vektörü $[0.33 \ 0.77 \ 0.53]^T$ olarak tanımlanır.

1.7.3.2. Chrominance (CHROM)

Model bazlı bir başka yaklaşım olan CHROM [13], PBV'den farklı olarak iz düşüm yönünü tahmin ederken esneklik sağlamayı ve nabız sinyali çıkarmak için önceki bilgilere duyarlılığı azaltmayı hedefler. İlk olarak aynasal bileşeni ortadan kaldırarak işlemin boyutsallığını azaltır. Bunu yaparken de aynasal değişim yönüne dik bir iz düşüm düzlemi tanımlanır. Aydınlatma renginden bağımsız olması için bu yaklaşımda belirli bir ten rengi standardizasyonu yapılarak ten rengi vektörü oluşturulur. Bu vektör görüntülerde otomatik beyaz dengelemesi sağlar.

Bu yaklaşımda ten rengi vektörü geniş çaplı bir deney sonucunda $[0.77 \ 0.51 \ 0.38]^T$ olarak elde edilmiştir. [13]

2x3'lük bir iz düşüm düzlemini ifade etmek için bir iz düşüm matrisi oluşturulur. Bu matris başlangıç değerleri denklem (8)'de gösterilmiştir. Bu matris elde edilen deneyler sonucu standardize edilmiş ten rengi vektörü ile eşleştirilir. Elde edilen yeni iz düşüm matrisi ise denklem (9)'daki gibidir.

$$P_c = \begin{pmatrix} 1 & -1 & 0 \\ 0,5 & 0,5 & -1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

$$P_c \cdot M = \begin{pmatrix} 3 & -2 & 0 \\ 1,5 & 1 & -1,5 \end{pmatrix} \quad (9)$$

Bu şekilde bir iz düşüm matrisi oluşturmak aynasal yansıma üzerindeki hareket kaynaklı gürültüleri ve nabız sinyalini ters fazda göstermektedir. Bu açıdan nabız sinyalini hareket kaynaklı gürültülerden ayırma konusunda başarılı bir yaklaşımdır. Ancak bu yaklaşımda ten rengi vektörünü doğru tespit etmek gerekmektedir. Aksi halde aynasal yansıma kaynaklı bileşenler sonuca etki edecektir.

1.7.3.3. Spatial Subspace Rotation (2SR)

2SR [14] yaklaşımı nabız ölçümü yapılan kişiye bağlı bir cilt renk uzayı oluşturur ve anlık olarak renk tonunun ten bölgeleri piksellerinin istatistiksel dağılımına dayanarak zaman içindeki renk değişikliğini izler. Renk tonunu nabız sinyali çıkarma için temel bir

parametre olarak kullanma kavramı farklı renk uzaylarının kullanımı ile desteklenir. Yöntem sürekli renk tonu ölçümü yaparken tüm yoğunluk değişimlerini göz ardı etmektedir. 2SR yöntemi tarafından oluşturulan alt uzay eksenleri tamamen veri ile yönlendirilmektedir. Fakat bu uzaysal ölçümlerin başarısız olabileceği cilt maskesinin gürültülü ya da kötü olma durumlarında bu yaklaşım düşük performans göstermektedir.

1.7.3.4. Plane Orthogonal to Skin (POS)

POS [15] yaklaşımında 2SR ve CHROM yaklaşımlarından yola çıkılıp benzeri bir mantık kullanılarak yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Şu an literatürde en çok kabul gören başarılı yöntem POS yaklaşımıdır.

Bu yaklaşımda denklem (7)'de gösterilen $C_n(t)$, $s(t)$ 'ye dik bir düzlem üzerine yansıtılır. Bu şekilde cilt tonuna dik bir düzlem tanımlanır. Kavramsal olarak bunun iki avantajı vardır. Birincisi, harekete bağlı yoğunluk değişimlerinin genelde aynı anda üç kanalı da etkilemesi, ikincisi ise ana bozulma yönünü tanımlamak için kesin bilgiye gereksinim duymamasıdır.

Oluşturulan düzlem üzerinde aynasal yansıma ve nabız sinyali farklı fazlarda oluşur. Bu yaklaşımda tanımlanan iz düşüm eksenleri denklem (10)'da gösterilmiştir. Buradaki her sütun sırasıyla kırmızı, yeşil ve mavi kanalı ifade eder.

$$P_p = \begin{pmatrix} 0 & -1 & -1 \\ -2 & 1 & -1 \end{pmatrix} \quad (10)$$

POS yaklaşımının algoritması şu şekilde özetlenebilir. Öncelikle N adet görüntü karesinden ve kırmızı, yeşil, mavi renk kanallarından oluşan $3 \times N$ 'lik bir matris, kişinin yüz bölgesinden elde edilir. Daha sonra normalizasyon işlemine tabi tutularak denklem (10)'da verilen matris ile çarpılarak iz düşüm alınır. Elde edilen matrisin satırları S_1 ve S_2 , σ de standart sapmaları olmak üzere denklem (11)'deki işlem gerçekleştirilerek nabız sinyali bulunur. Buradaki h nabız sinyalini ifade eder.

$$h = S_1 + \frac{\sigma_{S_1}}{\sigma_{S_2}} \cdot S_2 \quad (11)$$

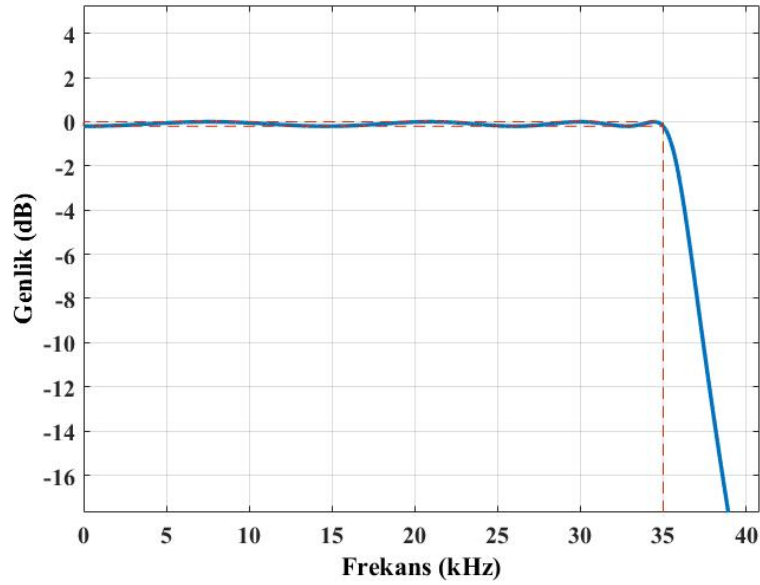
1.8. Sinyal Filtreleme

Filtreleme işlemi, bir sinyalin belli frekans değerlerini geçirip bu değerler dışında kalan istenmeyen bileşenlerinin çıkarılması işlemidir. Yüksek frekans değerleri filtrelenmek isteniyorsa Alçak Geçiren Filtre, düşük frekans değerleri filtrelenmek isteniyorsa Yüksek Geçiren Filtre, belirli bir frekans bandı dışarısında kalan frekans bileşenleri filtrelenmek isteniyorsa Bant Geçiren Filtreler kullanılır.

İnsanların nabız hızları belli aralıkta olduğundan nabız sayımı yapılırken gereksiz frekans bileşenlerinin etkilerinin azaltılması anlamında birçok çalışmada kullanılmıştır.

1.8.1. Alçak Geçiren Filtre

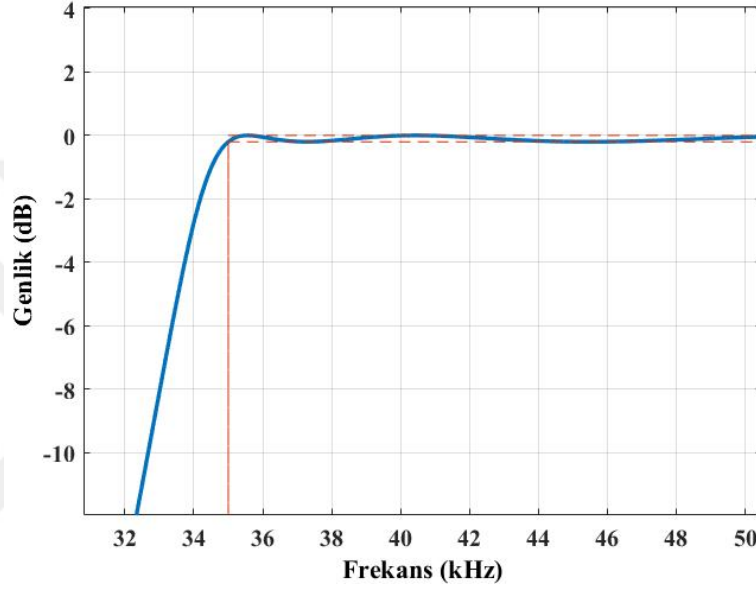
Alçak Geçiren filtrelerde kesim frekansından daha yüksek frekanslarda sinyal azalarak sönümlenmeye başlar. Şekil 8’de 35 kHz üzerini filtreleyen ama bu değer altındaki frekans bileşenlerini geçiren bir filtre örneğinin frekans cevabı görünmektedir.



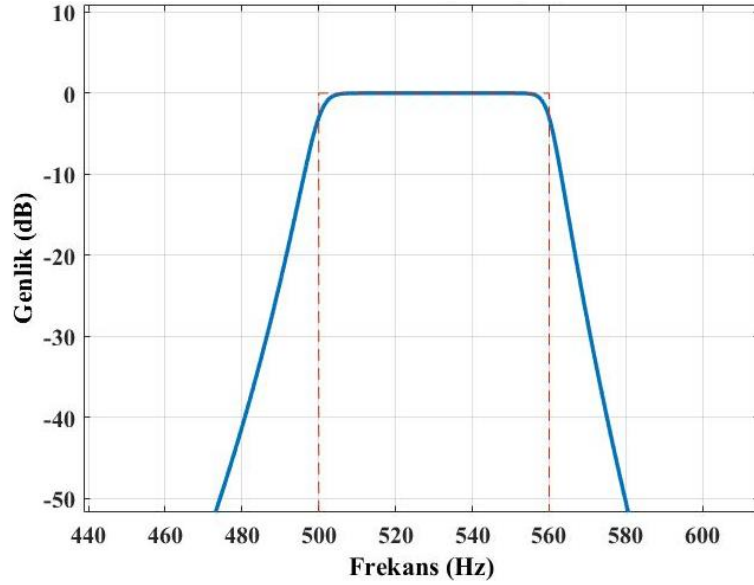
Şekil 8. 35 kHz değerinden yüksek bileşenleri filtreleyen bir alçak geçiren filtre örneği

1.8.2. Yüksek Geçiren Filtre

Yüksek Geçiren filtrelerde köşe frekansının altında kalan frekanslar sönümlenirken köşe frekansının üstündeki frekanslar geçirilir. Şekil 9’da örnek bir yüksek geçiren filtrenin frekans cevabı verilmiştir. Bu filtrede 35 kHz üzerindeki frekans bileşenleri geçirilirken bu değerin altındaki frekans bileşenleri sönümlenir.



Şekil 9. 35 kHz değerinden düşük bileşenleri filtreleyen bir yüksek geçiren filtre örneği



Şekil 10. 500 ile 560 Hz arasını geçiren bir bant geçiren filtre örneği

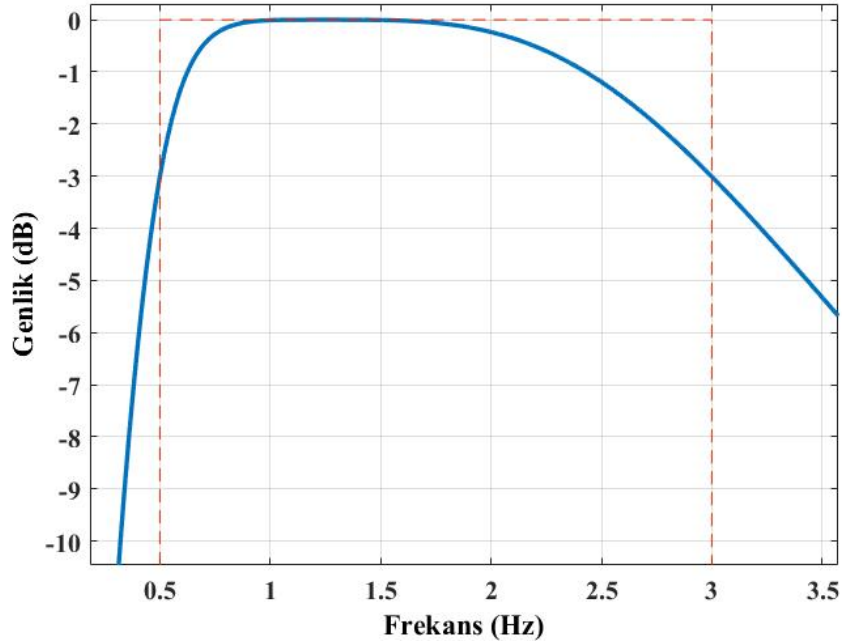
1.8.3. Bant Geçiren Filtre

Bant Geçiren filtrelerin alt ve üst kesim frekansları dışında kalan bölge sönümlenir. Bant Geçiren filtreler, Alçak ve Yüksek Geçiren filtre devrelerinin seri bağlanmasıyla oluşurlar. Şekil 10'da örnek bir bant geçiren bir filtrenin frekans karakteristiği gösterilmektedir. Bu filtrede 500 ile 560 Hz arası frekans bileşenleri geçirilerek geri kalan frekans bileşenleri filtrelenir. Nabız sinyali çıkarma işleminde en çok tercih edilen filtre tipidir.

1.8.4. Butterworth Filtre

Butterworth filtreler geçirdiği frekans bölgesinde mümkün olduğu kadar düz bir frekans cevabına sahip olabilmek için tasarlanmış filtrelerdir. Durdurma bandında ve geçiş bandında dalgalanma olmaz. Butterworth filtreler derecesi arttığında diğer filtrelerden farklı olarak durdurma bandında sert düşüş olması dışında frekans genlik eğrisinde şeklini korur.

Şekil 11'de görüldüğü üzere Butterworth filtrenin geçirdiği frekans bölgesinde mümkün olduğunca düz olması iPPG sinyallerinden nabız hızını en doğru şekilde tespit etmede önemli bir etkiye sahiptir.



Şekil 11. 0.5 ile 3 Hz arasını geçiren 4. dereceden bir Butterworth filtre

1.9. Ağırlıklandırılmış Yerel Polinom Regresyonu

Ağırlıklandırılmış yerel polinom regresyonu, bant geçiren filtreyi tamamlayıcı nitelikte olup istenmeyen frekans bileşenlerini azaltma amacıyla yapılan bir sinyal yumuşatma işlemidir.

Sinyaldeki her nokta için düşük dereceli bir polinom, sinyalin önceden belirlenmiş bir boyuttaki veri alt kümesindeki noktaları ifade edecek şekilde oluşturulur. Bu polinom oluşturma işlemi, ağırlıklandırılmış en küçük kareler yöntemini kullanarak tahmin edilen noktaya yakın olanlara daha fazla ağırlık, uzak olanlara daha az ağırlık verir. Bir nokta için regresyon fonksiyonunun değeri, daha sonra o nokta için elde edilen değişken değerleri kullanılarak bulunur. Bu işlem her bir nokta için bir regresyon fonksiyon değerleri hesaplanana kadar devam eder [16].

Ağırlıklandırılmış yerel polinom regresyonu için kullanılan geleneksel ağırlık işlevi denklem (12)'deki gibidir. Herhangi bir veri alt kümesinde belirli bir nokta için ağırlık; bu nokta ile tahmin noktası arasındaki mesafenin ağırlık fonksiyonuyla değerlendirilerek elde edilir. Ağırlık fonksiyonu tahmin noktasına en yakın olan veri noktalarına en fazla, en uzak olan veri noktalarına en düşük ağırlığı verir.

$$w(x) = \left\{ \begin{array}{ll} (1 - |x|^3)^3, & |x| < 1 \text{ için} \\ 0, & |x| \geq 1 \text{ için} \end{array} \right\} \quad (12)$$

Yumuşatma parametresi olarak adlandırılan ve regresyon işlevinin esnekliğini kontrol eden bir parametre de mevcuttur. Bu değer yükseldikçe sinyal iyice yumuşarken, düştükçe orijinal sinyale daha yakın bir hale gelir. Bu parametre $(d + 1)/n$ ile 1 arasında bir değer alır. Burada d fonksiyon derecesi olup n ise sinyaldeki örnek sayısıdır.

Sinyaldeki verilerin her alt kümesine uyabilen yerel polinomlar genellikle bir veya ikinci derecedendir. Sıfır derece bir polinom kullanılması yöntemi ağırlıklı bir hareketli ortalamaya dönüştürür. Yüksek dereceli polinomlar ise sayısal olarak dengesizdir ve hesaplamaları zorlaştırır.

1.10. Ayırık Zamanlı Fourier Dönüşümü

Fourier dönüşümü zaman uzayındaki bir sinyali frekans uzayına çevirmeyi sağlayan bir dönüşümdür. Nabız sayımı yapılan çalışmalarda baskın frekans bulunarak nabız sayısını tespit etmeyi sağlar. Fourier dönüşümü, sürekli zamanlı sinyaller için kullanılan Sürekli-Zamanlı Fourier Dönüşümü ve Ayırık Zamanlı sinyallerde kullanılan Ayırık-Zamanlı Fourier dönüşümü şeklinde ikiye ayrılabilir.

Ayrık sinyaller sürekli sinyallerin eşit aralıklı N örneğinden oluşturulur. Ayırık zamanlı Fourier Dönüşümü, bir ayırık zamanlı sinyalin farklı frekanslardaki karmaşık üstel bileşenlerini vermektedir.

$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]e^{-j\omega n} \quad (13)$$

Ayrık zamanlı Fourier dönüşümü formülü denklem (13)'te verilmektedir. Burada x ayırık zamanlı sinyal olmak üzere n ise sinyalin her bir örneğini ifade eder. Ayırık zamanlı bir sinyalin Fourier Dönüşümü, sürekli zamanlı bir frekans spektrumudur.

1.11. Başarı Ölçütleri

Referans veri sonuçları ile algoritmanın çalıştırılmasıyla elde edilen sonuçların karşılaştırması amacıyla literatürde tanımlanmış ve iPPG sinyali çıkarma çalışmalarında en çok kullanılan başarı ölçütleri SNR [12-15], MAE [17-18] ve MAPE [18] olarak gösterilebilir.

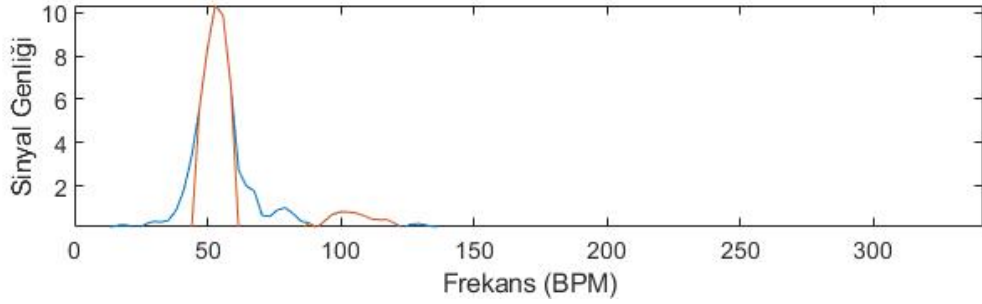
1.11.1. Signal-Noise Ratio (SNR)

Signal-Noise Ratio (SNR) [13] değeri algoritma sonucu elde edilen sinyalin kalitesini belirlemeye yönelik bir metriktir. Temel frekans ve bu frekansın birinci harmoniği etrafındaki enerji hesaplanarak frekans spektrumundaki geri kalan sinyalin enerjisine oranının logaritması alınarak hesaplanır ve birimi desibeldir. 512 noktalı Fourier dönüşümü ile elde edilen bir frekans spektrumunda temel frekans bölgesinde $5 \cdot F_s / (2 \cdot 512)$ Hz, birinci

harmonik bölgesinde de $10 \cdot F_s / (2 \cdot 512)$ Hz genişliğindeki bölge nabız sinyali olarak kabul edilir. Bunun dışındaki bölge de gürültü olarak kabul edilir. SNR değeri denklem (14)'deki formüle göre hesaplanır.

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{30}^{240} (U_t(f) \hat{S}(f)^2)}{\sum_{30}^{240} ((1 - U_t(f)) \hat{S}(f)^2)} \right) \quad (14)$$

Burada iPPG sinyali S olmak üzere $\hat{S}(f)$ değeri iPPG sinyalinin spektrumudur. f , BPM cinsinden sinyalin frekansı ve $U_t(f)$ de sinyalin temel frekans bölgesini gösteren birim basamak fonksiyondur. Bu fonksiyonda temel frekans ve birinci harmonik olan bölgedeki değer bir, diğer bölgelerde ise değer 0'dır.



Şekil 12. Sinyal ve gürültü bölgesinin gösterilmesi. Kırmızı çizgi sinyal, mavi çizgi gürültü bölgesi

Şekil 12'de örnek bir sinyalin frekans bölgesi gösterimi gösterilmiştir. Kırmızı çizgi ile gösterilen bölüm sinyalin temel frekansı ve birinci harmoniğini göstermektedir. Mavi çizgi ile gösterilen bölüm de sinyalin gürültü olarak kabul edilen frekans bileşenlerinin göstermektedir.

iPPG çalışmalarında en yaygın olarak kullanılan başarı ölçütü SNR değeridir.

1.11.2. Mean Absolute Error (MAE)

MAE, ortalama mutlak hata anlamına gelen başarı ölçütüdür. iPPG sinyalinin frekans bölgesindeki maksimum değerinden hesaplanan nabız hızıyla referans sinyalden gelen nabız hızı farkının mutlak değeri alınır. Tüm görüntü karelerinden elde edilen bu değerlerin

ortalaması alınarak BPM cinsinden bir ortalama mutlak hata bulunur. MAE değeri denklem (15)'teki şekilde hesaplanır.

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{t=1}^n |X_{i_t} - X_{R_t}| \quad (15)$$

Burada X_i algoritma sonucu elde edilen nabız hızı değeri iken X_R de referans olarak verilen nabız hızı değeridir. n değeri ise ortalama mutlak hata hesaplanacak görüntü karesi sayısını temsil eder.

SNR değeri sinyalin zaman bölgesindeki kalitesini, sinyalin ne kadar gürültü içerdiğini ve ne kadar net bir nabız sinyali alınabildiğini belirten bir ölçüttür. MAE değeri ise elde edilen sinyalden nabız hızı hesaplanması işlemin ne kadar başarılı olduğunu gösteren bir ölçüttür. İkisi de sistemin genel başarısıyla ilgili sonuçlar verse de ifade ettikleri anlam olarak farklılık göstermektedir.

1.11.3. Mean Absolute Percentage Error (MAPE)

MAPE, ortalama mutlak yüzdesel hata anlamına gelen bir başarı ölçütüdür. İfade ettiği anlam olarak MAE ölçütüne benzerlik gösterir. Algoritma sonucu elde edilen sonucun yüzdesel olarak referans verisinden ne kadar farklı olduğunu gösteren bir başarı ölçütüdür. iPPG sinyalinin frekans bölgesindeki maksimum değerinden hesaplanan nabız hızıyla referans sinyalinden gelen nabız hızı farkının mutlak değerinin referans sinyalinden gelen nabız hızına bölünmesiyle bulunur. MAPE değeri denklem (16)'daki formüle göre hesaplanır.

$$MAPE = \frac{100}{n} \sum_{t=1}^n \frac{|X_i - X_R|}{X_R} \quad (16)$$

Burada MAE ile benzer şekilde X_i algoritma çalıştırıldığında elde edilen nabız hızı değeri iken X_R de referans olarak verilen nabız hızı değeridir. n değeri ise ortalama yüzdesel mutlak hata hesaplanacak görüntü karesi sayısını temsil eder.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME

2.1. Kullanılan Kamera Düzenegi

Gerçek zamanlı görüntülerden iPPG sinyali çıkarılarak nabız sayımı yapılması için özelleştirilmiş bir kameraya veya kamera düzenegine ihtiyaç yoktur. Bilgisayar aracılığıyla gerçek zamanlı RGB görüntü alınabilen herhangi bir kamera ile nabız ölçümü yapılabilmektedir. Bu çalışmada gerçek zaman uygulamaları Logitech C920 model web kamerasıyla gerçekleştirilmiştir.

2.2. Kullanılan Veri Seti

Çalışmada önerilen yaklaşımları daha iyi hale getirmek adına yapılan test çalışmaları için DEAP [19] veri seti kullanılmıştır. Bu veri seti 32 katılımcıyla EEG, psikolojik sinyaller ve yüz video görüntüleri kullanılarak duygu analizi çalışmaları yapmak için oluşturulmuş bir veri setidir. Yüz video görüntüleri esnasında parmaktan pletismograf sinyalleri de ölçülüp kaydedildiği için iPPG sinyali çıkarma çalışmalarında da kullanılmaya uygun bir veri seti olmuştur.

Veri setindeki 32 katılımcının sadece 22 tanesinde yüz video görüntüleri olup her katılımcı için kişide farklı duyguları uyandıracak videolar izletildiği 40 farklı birer dakikalık video mevcuttur. Bu yapılırken kişilere bağlanılan elektrotlar yardımıyla kişilerin EEG sinyalleri ölçülmüştür. Aynı zamanda kişilere izlediği videolarla ilgili etiketleme ve puanlama işlemi de yaptırılarak çalışmalar için referans veriler de oluşturulmuştur.

DEAP veri setindeki görüntüler 720x576 çözünürlükte ve saniyede 50 kare hızında kaydedilmiştir. Veri setinde pletismograf sinyali 128 Hz olarak kaydedilmiş olup video görüntüleriyle aynı frekansta olması adına 50 Hz'e örneklenip kullanılmıştır. Şekil 13'te DEAP veri setinden bir örnek görülmektedir.



Şekil 13. DEAP veri setinden örnek bir görüntü

Bu çalışmada önerilen yaklaşımlar geliştirilirken yüz görüntüleri bulunan 22 katılımcının 16 tanesinin video yüz görüntüleri kullanılarak testler yapılmıştır. 6 katılımcının (6,9,12,15,19,20) video yüz görüntüleri çalışmaya dahil edilmemiştir. Bu katılımcılarda yüz bölgesinin üzerine yerleştirilen elektrotların yüzün büyük bir bölümünü kapatması yüz bulma algoritmanın doğru çalışması için uygun olmadığından kullanılmamıştır.

Çalışmada her katılımcının her biri bir dakika olan rastgele 5 videosu alınmış olup 16 kişi için toplamda 80 dakikalık video kullanılarak testler gerçekleştirilmiştir. Görüntüler saniyede 50 kare ile kaydedildiklerinden test düzeneği toplam 240.000 görüntü karesi içermektedir. Bu da algoritmayı doğru bir şekilde test etmek için yeterlidir.

2.3. Ön Hazırlık İşlemleri

Görüntüler kameradan alındıktan sonra bazı ön işlemlerden geçirilmektedir. Bu ön işlemlerden sonra görüntü yüz bulma algoritması için hazır hale getirilir.

2.3.1. Renkli Görüntüyü Tek Kanala Düşürmek

Yüz tespit algoritması görüntüleri tek kanal yani gri seviye görüntü olarak kabul etmektedir. Bu yüzden görüntünün yüz bulma algoritmasına gönderilmeden önce gri seviye görüntüye çevrilmiş bir kopyası oluşturulur. Tek kanala çevrilmiş görüntü sadece yüz bulma algoritmasında kullanıldığından orijinal RGB formatındaki görüntü daha sonraki aşamalarda kullanılmak üzere saklanmaktadır.

2.3.2. Logaritmik Dönüşüm

Tek kanala düşürülmüş gri seviye görüntünün üzerine Bölüm 1.6.2’de anlatılan logaritmik dönüşüm uygulanmaktadır. Bu dönüşüm sonucunda yüz bulma algoritmasına gönderilen görüntüde aydınlanmadan kaynaklanan gölgelerin etkisi daha az belirgin hale geldiğinden yüz tespit algoritması yüz bölgesini ve yüz bölgesindeki karakteristik noktaları daha başarılı bir şekilde bulabilmektedir.

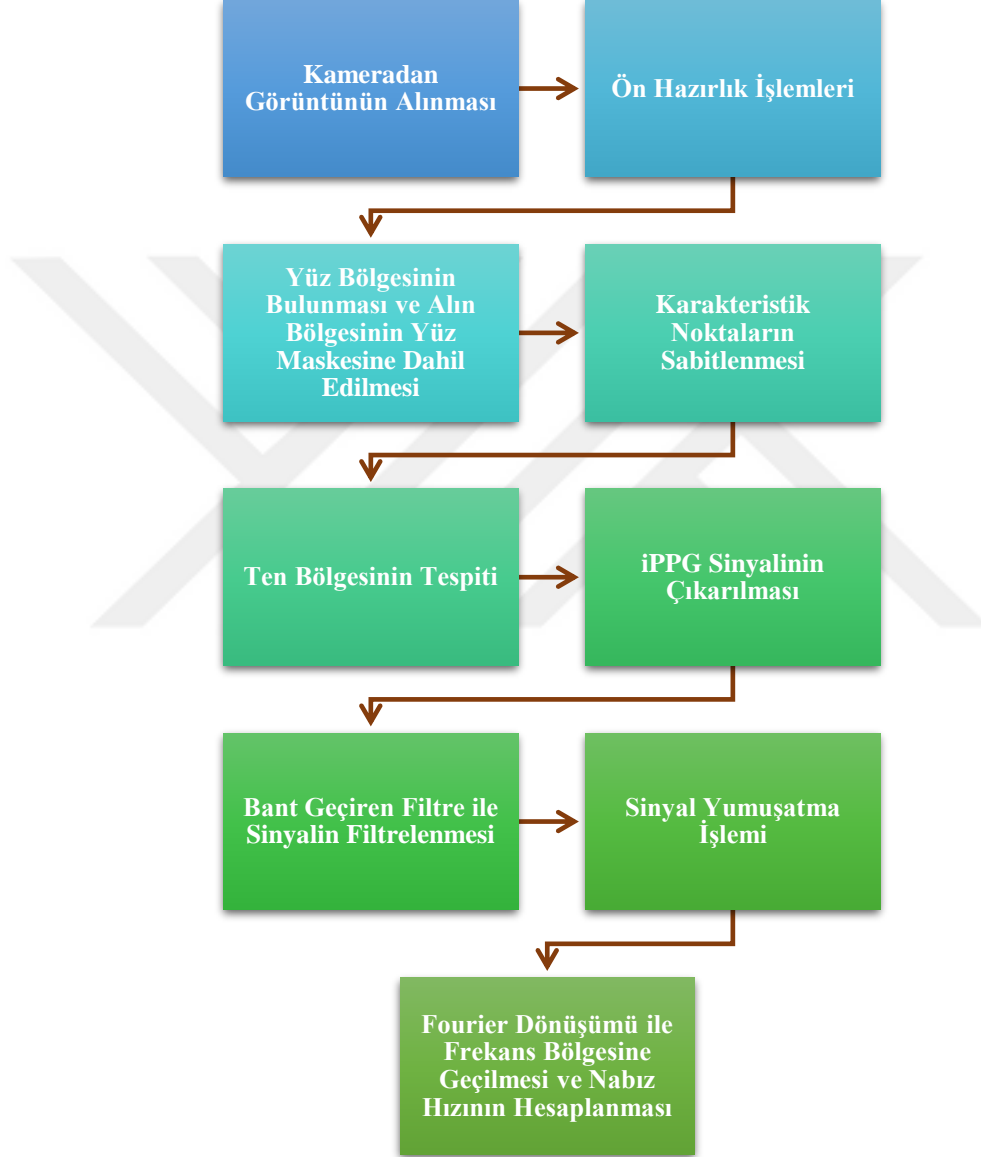
DEAP veri seti üzerinde yapılan testte logaritmik dönüşüm aktifken 16 kişinin video görüntülerinin tüm karelerinde yüz bulma algoritması başarılı bir şekilde yüzü ve karakteristik noktaları bulurken logaritmik dönüşüm devre dışı bırakıldığında 16 video görüntüsünün 6 tanesinin çeşitli karelerinde yüz bulmada problemler yaşandı. Hatta bazı videolarda yüzün bulunamadığı kare sayısı videodaki toplam kare sayısının %50’sinden daha fazla sayıda çıkmıştır. Yüzün doğru bir şekilde algılanamadığı durumlarda nabız sinyalini çıkarmak mümkün olmadığı için logaritmik dönüşüm bu noktada önemli bir yere sahip olmuştur.

2.4. Nabız Sinyali Çıkarma Algoritması

Bu bölümde nabız sinyali çıkarma algoritması, yapılan işlem sırasıyla anlatılmaktadır. Her başlık altında bahsi geçen işlemin algoritma başarısına katkıları SNR, MAE ve MAPE ölçütleri cinsinden verilmiştir. Her katılımcı için verilen değer o katılımcının 5 dakikalık video görüntüsü sonucu elde edilen ortalama değerdir. Algoritmanın bu çalışmada önerilen tüm yaklaşımların en optimum olduğu hali referans olarak alınmış olup tüm diğer yöntem

ve değişkenler sabit tutulmak şartı ile ten bölgesi tespiti hariç her başlık altında önerilen yaklaşım algoritmadan birer birer çıkarılarak algoritma başarısına etkisi gösterilmiştir.

Algoritmanın akış şeması Şekil 14'teki gibi gösterilebilir.



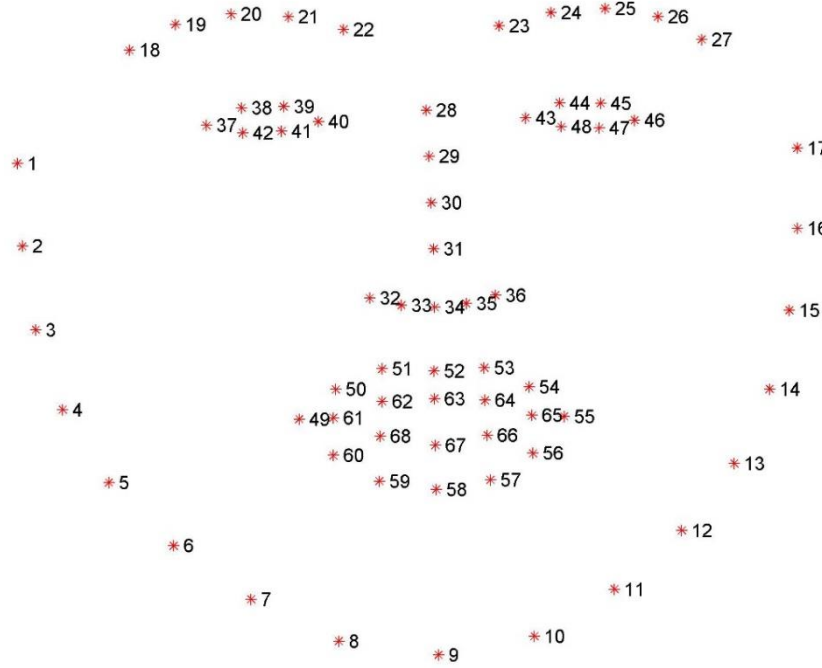
Şekil 14. Nabız sinyali çıkarma algoritması akış şeması

2.4.1. Yüz Bölgesinin Bulunması ve Alın Bölgesinin Dahil Edilmesi

Yüz tespit algoritması [4] fonksiyonunun çıktısı olarak verdiği 68 karakteristik noktanın koordinatları alınarak yüz bölgesi ve yüzün içindeki bölgeler belirlenir. Bu 68 karakteristik nokta kişinin çene hattı boyunca devam ederek kaşlarının üst noktası ile üst sınırına ulaşır. Şekil 15'te yüz bulma algoritması sonucunda oluşturulan karakteristik noktalar gösterilmektedir. Her noktanın numarası sabit olup aynı numaralı nokta her zaman yüzün aynı noktasını ifade etmektedir. Şekil 16'da da bu karakteristik noktaların gerçek bir yüz görüntüsü üzerindeki yerleşimi görünmektedir.

1'den 27 numaralı karakteristik noktaya kadar olan noktalar yüz bölgesinin sınırlarını belirler. Bu noktalar birleştirildiğinde oluşan alan yüz maskesi olarak adlandırılmaktadır.

Şekil 15'te görüldüğü üzere bu yüz maskesine alın bölgesi dahil değildir. Ancak alın bölgesi de bir ten bölgesi olduğundan nabız sinyali çıkarılması adına yüz maskesi içine dahil edilmesi gereken bir bölgedir. Ayrıca alın bölgesi, nabız sinyalinin yüzün diğer birçok bölgesine göre daha kaliteli olarak çıkarılabildiği bir bölge olması sebebiyle yüz maskesi içine dahil edilmesi büyük önem taşır [8].



Şekil 15. Yüz maskesi ve karakteristik noktalar [20]



Şekil 16. Yüz maskesi ve karakteristik noktaların görüntü üzerinde gösterilmesi

Yüz maskesine alın bölgesini ekleme işlemi yapılırken en çok dikkat edilmesi gereken nokta eklenen alın bölgesinin yüzün boyutuna ve yönüne göre dinamik olarak uyum sağlamasıdır. Bu yüzden yüz maskesindeki karakteristik noktalar ve bu noktalar arasındaki uzaklık bilgilerinden faydalanılarak bu işlem gerçekleştirilir.

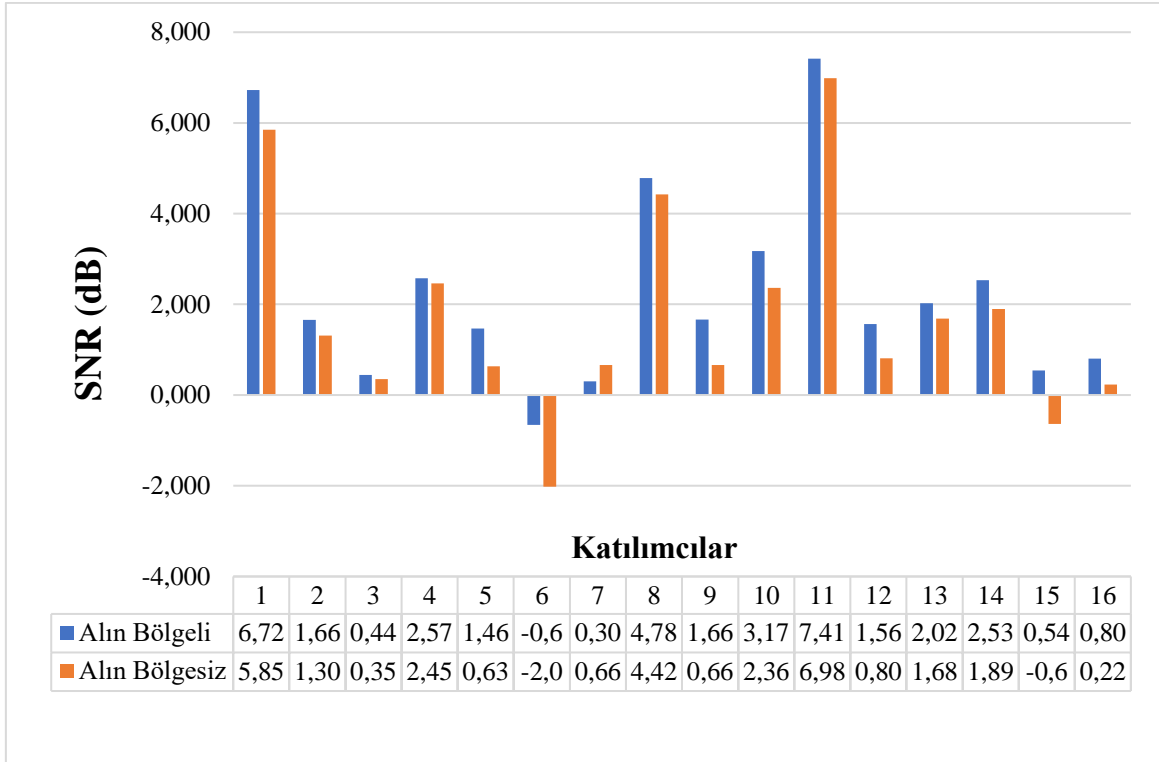
Öncelikle yüz maskesinin boyutunun dinamik olarak değişmesine uyum sağlamak amacıyla burun bölgesi üzerinde bulunan karakteristik noktalardan 28 ve 31. nokta arasındaki fark bulunur. Buradaki fark hem düşey hem de yatay doğrultuda alınır. Düşey doğrultuda alınan fark ortalama bir alın genişliğine denk gelmektedir. Kişinin kameraya yaklaşıp uzaklaşma durumunda burun bölgesinde meydana gelen küçülme veya büyüme alın bölgesinde de benzer şekilde olacağından, alın bölgesinin de düşey genişliği dinamik bir şekilde değişmiş olacaktır. Yatay doğrultuda alınan fark ise yüzün hangi tarafa doğru ne açıda durduğu ile ilgili bilgi vermektedir. Sonucun artı veya eksi çıkması yüzün sağa veya sola eğik olduğu anlamına gelir. Belirtilen iki karakteristik nokta arasındaki yatay fark çok az ise yüzün konumu düz olarak kabul edilebilir. Bu farkın büyümesi durumunda ise kişinin yüzünün eğikliği artıyor demektir. Alın bölgesinin belirlenmesinde yüzün eğiklik açısı da dikkate alınarak bölge oluşturulur.



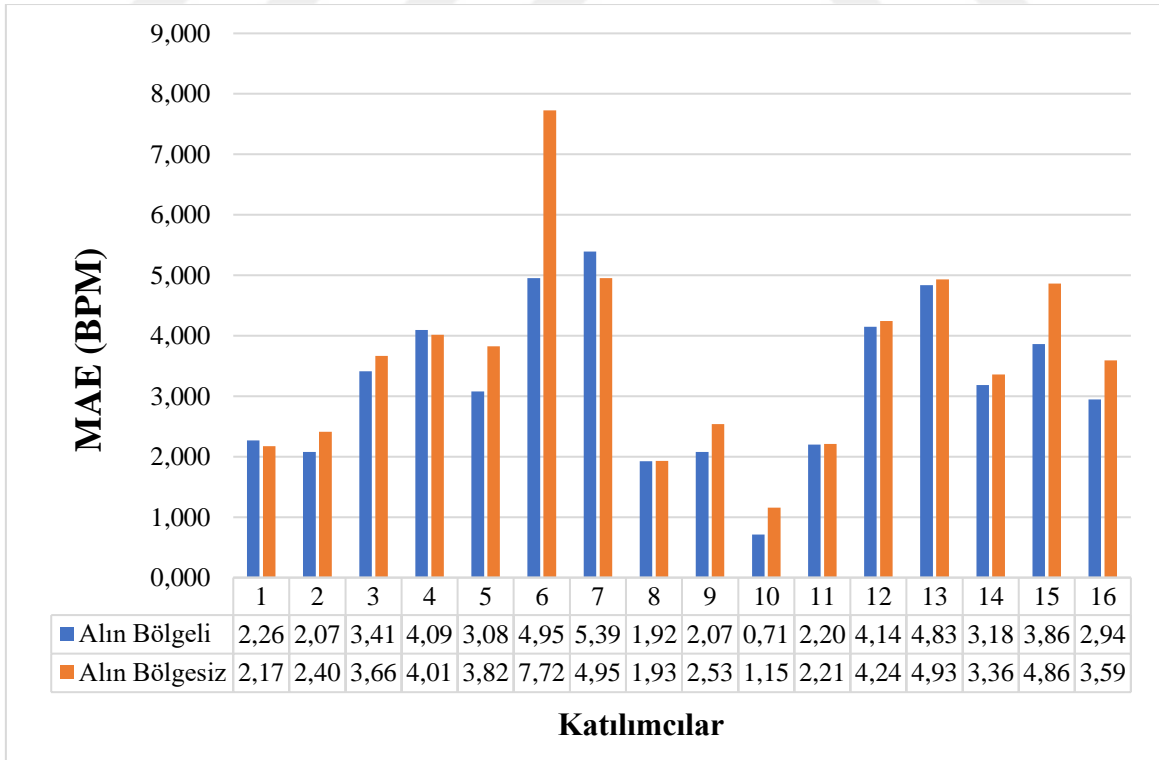
Şekil 17. Alın noktaları eklenmiş yüz maskesi

Alın bölgesinin üst sınırını belirten 4 adet yeni nokta tanımlanması önerilmiştir. Bunlardan ilki kişinin sağ kaşının uç noktası olan 18 numaralı karakteristik noktanın 28 ile 31. karakteristik nokta arasındaki düşey fark kadar üstünün ve bu karakteristik noktalar arası yatay fark kadar sağ veya solunun alınması ile belirlenen noktadır. Diğer üç nokta da diğer kaşın uç noktası olan 27 numaralı karakteristik nokta ve kaşlar üzerinde göz hizasında bulunan 21 ve 24 numaralı karakteristik noktalara aynı işlemler uygulanarak 28 ile 31. karakteristik noktalar arası düşey ve yatay fark kadar ötesi alınarak belirlenen noktalardır. Şekil 17’de bu 4 noktanın eklenmiş olduğu yüz maskesi görünmektedir.

Şekil 18 incelendiğinde 16 kişi için yapılan ölçümlerde alın bölgesinin eklenmesinin SNR değerine etkisi gösterilmiştir. Tüm katılımcılar için elde edilen değerlere tek tek bakıldığında 16 katılımcının 15’inde SNR değerinde ciddi bir artış olurken 1 tanesinde de azalma meydana gelmiştir.



Şekil 18. Alın bölgesinin SNR değerine etkisi



Şekil 19. Alın bölgesinin ortalama mutlak hataya etkisi

Alın bölgesinin eklenmesi ölçüm sonucundaki ortalama mutlak hata cinsinden değerlendirildiğinde Şekil 19'da görüldüğü üzere 16 katılımcının 11'inde MAE azalmış olup 1 tanesinde de artmıştır. 3 katılımcının verisinde de kayda değer bir değişiklik olmamıştır.

Bu sonuçlar göz önüne alındığında alın bölgesini yüz maskesine dahil etme yaklaşımıyla sistemin başarısının katılımcılar bazında artırıldığı gösterilmiştir.

Alın bölgesini yüz maskesine dahil etmenin genel olarak başarısı değerlendirildiğinde Tablo 1'de tüm katılımcıların ortalama SNR, MAE ve MAPE değerleri gösterilmiştir. Alın bölgesi ekleme yöntemi algoritmadan çıkarıldığında SNR değeri 0,71 dB azalarak 2,554'den 1,844'e düşmüştür. Ortalama mutlak hata değeri ise 0,365 BPM azalarak 3,818'den 3,453'e düşmüştür. Benzer şekilde ortalama yüzdesel mutlak hata değeri de %5,512'den %5,031'e düşmüştür.

Tablo 1. Alın bölgesinin tüm katılımcılar ortalamasına etkisi

	Alın Bölgesi Dahil	Alın Bölgesi Dahil Değil
SNR (dB)	2,314	1,730
MAE (BPM)	3,198	3,600
MAPE (%)	4,671	5,193

Tüm katılımcılardan alınan ölçümlerin ortalama sonuçları incelendiğinde de alın bölgesini algoritmaya dahil etmenin sinyal kalitesini ve ölçüm sonucu başarısını önemli ölçüde olumlu olarak etkilediği gösterilmiştir.

2.4.2. Karakteristik Noktaların Sabitlemesi

Yüz tespit algoritması sonucu elde edilen karakteristik noktaların bir bölümü, nokta takip algoritmalarının başarıyla takip edebileceği kadar belirgin bir ayırt edici özelliği olmayan noktalar olmalarından dolayı karakteristik noktaları, nokta takip algoritmaları ile

takip etme yaklaşımları bu çalışmada tercih edilmemiştir. Ayrıca karakteristik noktalar arasındaki mesafeler her zaman aynı olmayıp bir model yapısına uygun değiştiğinden nokta takip algoritmaları başın hareketli olduğu durumlarda oldukça başarısız sonuç verebilmektedir. Bunun yerine her görüntü karesinde yüz tespit algoritması çalıştırılması yolu tercih edilmiştir.

Her görüntü karesinde birbirinden bağımsız şekilde en baştan elde edilen karakteristik noktalar bir model yapısına göre yerleştirildiklerinden ardışık görüntü karelerindeki konumları farklı olabilmektedir. Bu da yüz maskesinin ve karakteristik noktaların sürekli hareket etmesi anlamına gelmektedir. Ayrıca zaman zaman yüz maskesinin yüzü yanlış bulabildiği durumlar da meydana gelmektedir. Bu durumlar elde edilecek nabız sinyalinin başarısını olumsuz yönde etkilemektedir.

Tüm bunların önüne geçme adına bu çalışmada kişinin hareket miktarına bağlı olarak karakteristik nokta sabitleme yaklaşımı önerilmiştir.

2.4.2.1. Yüz Bölgesindeki Hareketin Tespiti

Yüz bölgesindeki hareket miktarının ölçülmesi için öncelikle yüz maskesinin en uç sınırlarındaki noktalar kullanılarak yüz maskesini tamamen içine alacak bir dikdörtgen belirlenir. Bu dikdörtgen belirlenirken yüz maskesinin yatayda ve düşeydeki en küçük ve en büyük koordinata sahip noktaları bulunur ve o karakteristik noktaların yatay ve düşey doğrultuları kullanılarak yüz bölgesi bir dikdörtgen içerisine alınır. Daha sonra bu bölge içinde köşe bulma algoritması yardımıyla köşe noktaları belirlenir. Köşe bulma algoritması istenilen bölgedeki takip edilebilecek ayırt edici özelliği bulunan noktaları bulan bir algoritmadır. Her bulunan noktanın ne kadar köşe olduğu ile ilgili bir parametresi vardır. Köşelik değeri olarak nitelendirilebilen bu parametre büyüdükçe o noktanın ayırt ediciliği artmaktadır. Bu çalışmada “Minimum Özdeğer” algoritması [21] kullanılarak köşe noktaları bulunmuştur.

Yüz bölgesi dikdörtgeni içindeki köşe noktaları bulunduktan sonra bu noktaların konumları kaydedilir. Bir sonraki görüntü karesinde nokta takip algoritması bir önceki görüntü karesindeki noktaları tekrar bulmaya çalışır. Bunu yaparken köşelik değerleri dikkate alınır ve noktaların önceki konumlarının çevresi taranır. En az 5 nokta tekrar bulunup takip edilebildiği sürece algoritma takibe devam eder. Takip edilebilen nokta sayısı 5'in

altına düştüğünde ise tekrar köşe bulma algoritması çalıştırılır ve yeni köşe noktaları bulunarak işleme aynı şekilde devam edilir.

Yüz bölgesindeki hareket miktarının bulunması için ardışık iki görüntü karesinde bulunan ve takip edilen noktaların konum değişiklikleri bulunur. Daha sonra tüm noktalar için bulunan bu konum değişikliklerinin ortalaması alınarak yüz bölgesindeki genel hareket miktarı ile ilgili bir değer çıkarılır.

$$Hareket Miktarı = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(X_{yeni_i} - X_{önceki_i})^2 + (Y_{yeni_i} - Y_{önceki_i})^2} \quad (17)$$

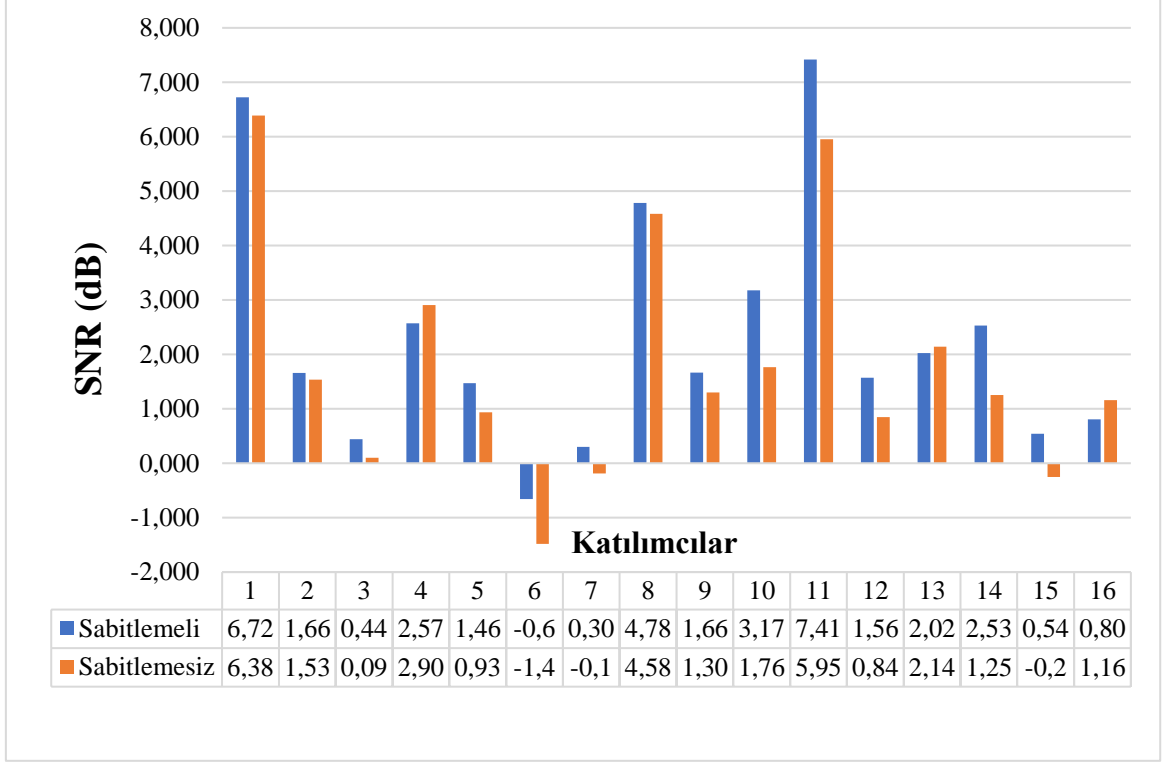
Denklem (17)'de hareket miktarı değerinin hesaplanma denklemi verilmiştir. Burada N takip edilebilen nokta sayısı olmak üzere X_{yeni} , takip edilen noktanın o anki görüntü karesindeki yatay koordinatı, $X_{önceki}$ de bir önceki karedeki yatay koordinatıdır. Benzer şekilde Y_{yeni} , takip edilen noktanın o anki görüntü karesindeki düşey koordinatı iken $Y_{önceki}$ de bir önceki karedeki düşey koordinatıdır.

Bu şekilde kişinin yüz bölgesinde çok fazla hareket olduğunda ardışık görüntü karelerinde takip edilen noktalar arasındaki mesafe artacağından hareket miktarı değeri büyüyecek, hareket az olduğunda küçülecektir. Takip edilen noktalar arasındaki konum değişimi negatif olamayacağından hareket miktarı değeri her zaman sıfıra eşit ya da büyük olacaktır.

Bu değer karakteristik noktaları sabitlemek için kullanılmak istendiğinde bu işlem için iki adet katsayı belirlenir. Bu iki katsayının toplamları bire eşit olup karakteristik noktaların anlık görüntüdeki konumları ile bir önceki görüntü karesindeki konumları arasında bir ağırlık belirler.

$$\begin{aligned} c_1 &= e^{-x^2}, & x &\geq 0 \text{ olmak üzere} \\ c_2 &= 1 - c_1 \end{aligned} \quad (18)$$

Denklem (18)'de oluşturulan çarpanlar gösterilmiştir. Burada x sıfırdan büyük olmak üzere hareket miktarı değişkenidir. Bu formül 720x576 boyutlarına göre optimize edilmiş olup daha farklı görüntü boyutlarında farklı çarpanlarla tekrar optimize edilmesi gerekebilir.

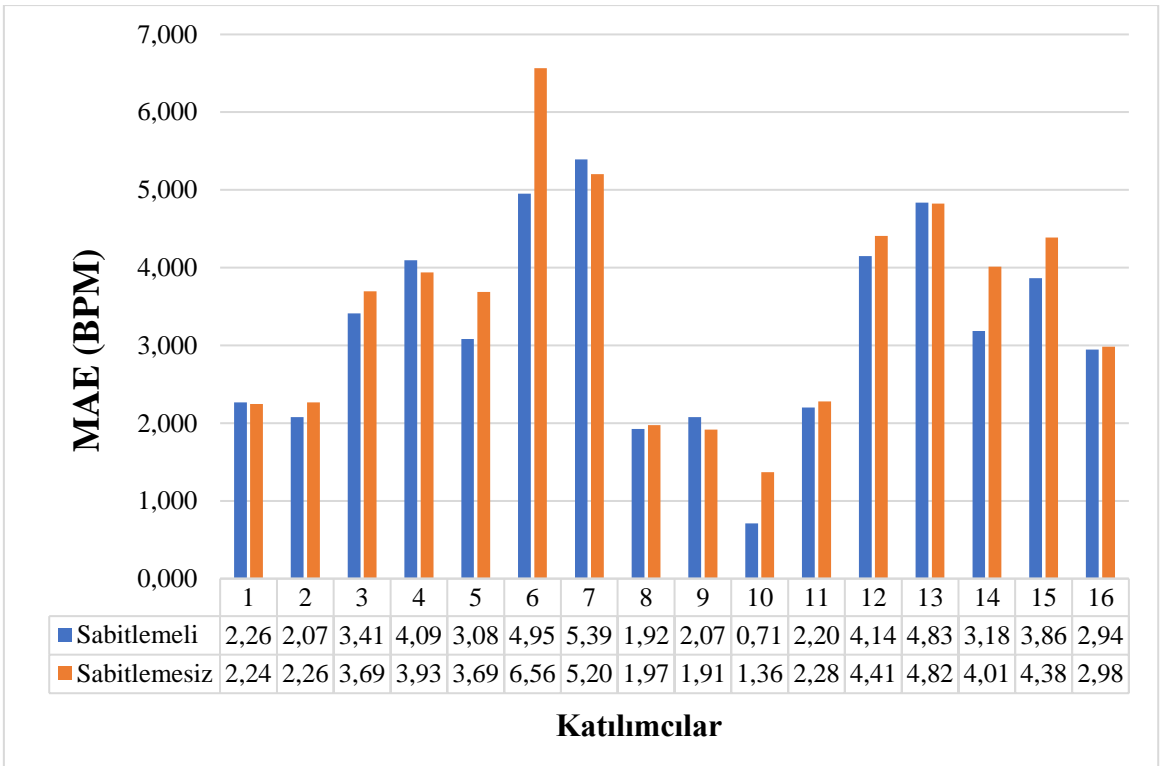


Şekil 20. Karakteristik nokta sabitlemesinin SNR değerine etkisi

Yüz bölgesinde hareket fazla olduğunda, anlık görüntü karesindeki karakteristik noktaların belirlenecek yeni konum üzerindeki ağırlığı fazlalaşırken hareketin az olduğu durumlarda bir önceki görüntü karesindeki karakteristik noktaların konum ağırlığı fazlalaşmaktadır. Bu sayede az hareketli görüntülerde karakteristik noktalar çok daha stabil bir duruma gelerek bu anlamdaki gürültüleri en aza indirmektedir. Saniyedeki görüntü karesi sayısının (FPS) düşük olduğu durumlarda da bu şekilde bir sabitleme işlemi yapmak yüzün çok hareketli olduğu durumlarda yüz maskesinin gecikmeden doğru konumda olmasını sağlamaktadır. Ayrıca bu şekilde uygulanan karakteristik nokta sabitleme yaklaşımı yüz bulma algoritmasından kaynaklı yüz maskesinin ani uzaması ve genişlemesi durumlarını da çok iyi bir şekilde giderebilmektedir.

Karakteristik noktaları sabitleme yaklaşımının katılımcı test verileri üzerinde SNR değerine etkisi Şekil 20’de incelenmiştir. Burada 16 katılımcının 13’ünde SNR değerinin kayda değer bir şekilde arttığı görülmüştür. 3 katılımcıda ise tam tersi şekilde bir değişim meydana gelmiştir.

Ortalama mutlak hata cinsinden durum incelendiğinde Şekil 21’de görüldüğü üzere 16 katılımcının 8 tanesinde MAE değeri ciddi bir şekilde düşmüş olup 4 katılımcıda ise bir miktar artmıştır. Geri kalan 4 katılımcı için ise ciddi bir farklılık oluşmamıştır.



Şekil 21. Karakteristik nokta sabitlemesinin ortalama mutlak hata değerine etkisi

Tablo 2. Karakteristik nokta sabitlemenin tüm katılımcılar ortalamasına etkisi

	Karakteristik Nokta Sabitlemesi Aktif	Karakteristik Nokta Sabitlemesi Aktif Değil
SNR (dB)	2,314	1,810
MAE (BPM)	3,198	3,486
MAPE (%)	4,671	5,070

Önerilen yaklaşımın genel başarısı test edilmek amacıyla tüm katılımcılardan elde edilen sonuçların ortalaması alındığında Tablo 2 oluşmaktadır.

Karakteristik nokta sabitlemesi aktifken SNR değerleri ortalaması 2,314 dB iken devre dışı bırakıldığında 1,810 dB değerine düşmüştür. Önerilen yaklaşımın algoritmaya eklenmesinin, çıkarılan iPPG sinyalinin kalitesini 0,715 dB artırdığı gösterilmiştir.

Karakteristik nokta sabitleme işlemine nabız sayısı ölçümündeki ortalama mutlak hata yönünden bakıldığında sabitleme işlemi aktifken MAE değeri 3,198 BPM iken, devre dışı bırakıldığında 0,288 BPM yükselerek 3,486 BPM değerine çıkmıştır.

Benzer şekilde ortalama yüzdesel mutlak hata sonucu incelendiğinde sabitleme aktifken % 4,671 olan hata, sabitleme devre dışı bırakıldığında % 5,070'e yükselmiştir.

Tablo 2'de gösterildiği üzere karakteristik nokta sabitleme işlemi hem sinyal kalitesini hem de nabız ölçüm sonucunu olumlu anlamda etkilemektedir.

2.4.3. Ten Bölgelerinin Tespiti

Yüz maskesine son hali verildikten sonra kişinin yüz bölgesindeki ten bölgelerini belirlemek gerekmektedir. Nabız sinyali sadece ten dokusu üzerinden çıkarılabilmektedir. Yüz bölgesindeki saç, kaş, sakal, bıyık, gözlük gibi sinyalin çıkarılamayacağı bölgeleri elemek sonuç başarısını olumlu etkileyecektir. Bu doğrultuda yüz maskesinden göz bölgeleri ve ağız bölgesi çıkarılmıştır. Yoğun göz kırpan veya ölçüm sırasında konuşan kişilerde nabız sinyali bulunmaya çalışırken oluşabilecek muhtemel gürültüleri önlemek adına bu bölgeler yüz maskesine dahil edilmemiştir.



Şekil 22. Ağız ve göz bölgeleri çıkarılmış yüz maskesi

Şekil 22’de görüldüğü gibi göz bölgeleri çıkarılırken karakteristik noktalardan 37’den 42 numaraya kadar olan noktalar birleştirilir, benzer şekilde 43’ten 48 numaraya kadar olan noktalar da birleştirilerek bu alanlar yüz maskesinden çıkarılır. Ağız bölgesi çıkarılırken de 49 numaralı karakteristik noktadan 60 numaralı karakteristik noktaya kadar olan tüm noktalar birleştirilerek bu bölge de yüz maskesinden çıkarılır.

Bu aşamadan sonra elde edilen yüz maskesinden kişinin ten bölgeleri bulunur. Ten bölgeleri bulunurken sabit bir renk aralığı kullanmak her durumda iyi sonuç vermeyebilir. Çünkü ten renkleri kişiler arasında çok fazla çeşitlilik göstermektedir. Bu yüzden bu çalışmada ten bölgeleri renk aralığı kişiden kişiye dinamik şekilde değişen bazı yaklaşımlar önerilmiştir.

2.4.3.1. Yüz Maskesi Renk Ortalamaları ve Standart Sapması Kullanılarak Ten Bölgesi Bulma

Bu yaklaşımda yüz maskesi içinde kalan bölgedeki piksellerin çoğunlukla kişinin ten rengini ifade edeceği varsayımı ile hareket edilir. Bu doğrultuda yüz maskesindeki tüm piksel değerlerinin renk ortalaması ve standart sapması her kanal için ayrı ayrı hesaplanır.

$$R_{ortalama} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N R_i, \quad G_{ortalama} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N G_i, \quad B_{ortalama} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N B_i \quad (19)$$

$$R_{std} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N R_i - R_{ortalama}}, \quad G_{std} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N G_i - G_{ortalama}}, \quad (20)$$

$$B_{std} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N B_i - B_{ortalama}}$$

Denklem (19) ve (20)'de N , yüz maskesindeki piksel sayısıdır. Burada, i değişkeni yüz maskesindeki pikselleri ifade ederken R kırmızı kanalı, G yeşil kanalı, B de mavi kanalı ifade eder. Bu denklemler yardımıyla yüz maskesi içindeki piksellerin üç kanalı için de birer ortalama değer ve standart sapma değeri belirlenmiş olur. Ten rengi aralığı her kanalın ortalamasının standart sapması kadar üstü ve altı alınarak elde edilir.

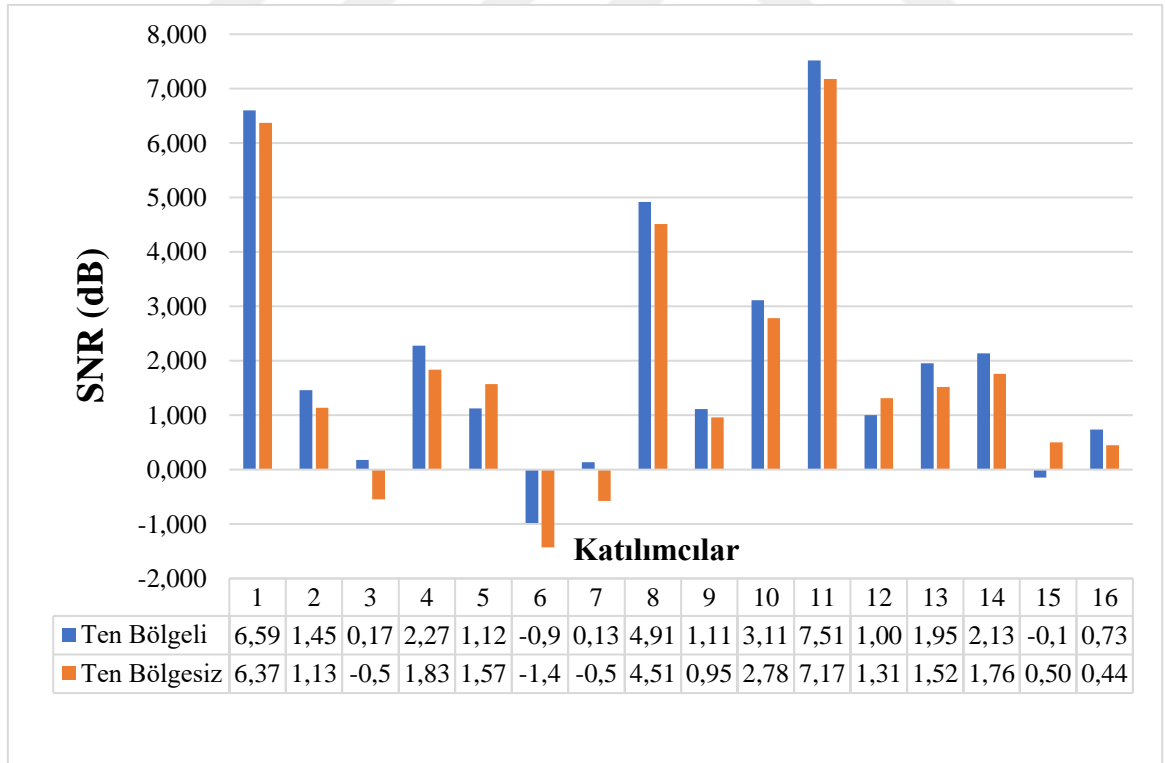
Denklem (21)'deki gibi her kanal için ten rengi aralığı belirlendikten sonra bu üç koşulun hepsini aynı anda sağlayan pikseller ten bölgesi olarak kabul edilirken bu şartların birini veya daha fazlasını sağlamayan pikseller ten bölgesi olarak kabul edilmez.

$$\begin{aligned}
R_{ortalama} - R_{std} &< R_{ten\ rengi} < R_{ortalama} + R_{std} \\
G_{ortalama} - G_{std} &< G_{ten\ rengi} < G_{ortalama} + G_{std} \\
B_{ortalama} - B_{std} &< R_{ten\ rengi} < B_{ortalama} + B_{std}
\end{aligned}
\tag{21}$$

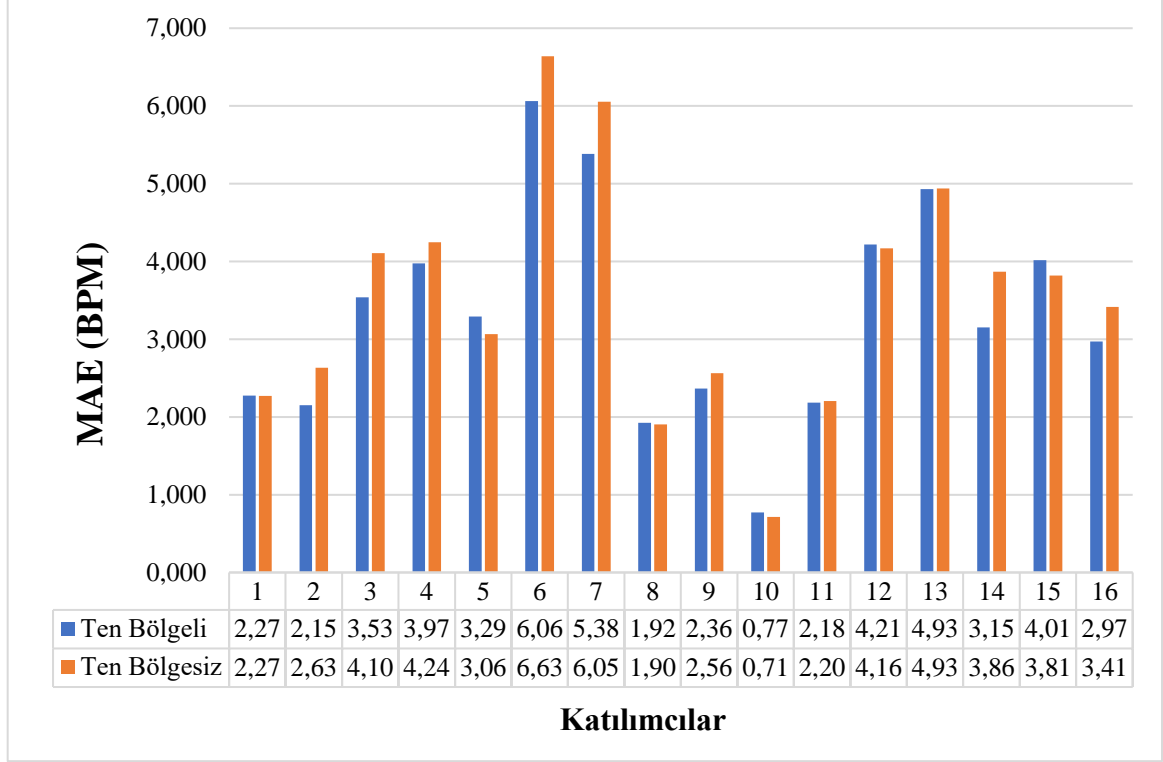
Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapmaları kullanılarak yapılan ten bölgesi tespiti yaklaşımının SNR değerine etkisi Şekil 23’de gösterilmiştir. Bu grafikte bu yaklaşım hiç ten rengi tespiti yapılmadan direkt olarak yüz maskesi içerisindeki her piksel kullanılarak çıkarılan nabız sinyali ile karşılaştırılmıştır.

16 katılımcının 13 tanesinde ten rengi tespitinin SNR değerini artırdığı gösterilmiştir. 3 katılımcı da ise SNR değeri azalmıştır.

Genel olarak bakıldığında katılımcıların çok büyük bölümünde ten rengi tespitinin SNR sonucunu olumlu etkilediği gösterilmiştir.



Şekil 23. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgeleri bulunmasının SNR değerine etkisi



Şekil 24. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgeleri bulunmasının ortalama mutlak hataya etkisi

Benzer şekilde Şekil 24’te ortalama mutlak hata hesaplandığında bu yaklaşımla yapılan ten bölgeleri tespiti ile MAE değeri 16 katılımcının 8 tanesinde düşüş gösterirken diğer 3 tanesinde de yükseliş gerçekleşmiştir. Geri kalan 5 katılımcının ölçüm sonucunda ciddi bir değişim gözlenmemiştir.

Bu yaklaşımla ölçüm sonucu elde edilen MAE değerinde de sonuca pozitif etki gösterilmiştir.

Tablo 3. Yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapması kullanılarak ten bölgesinin bulunması yaklaşımının tüm katılımcılar ortalamasına etkisi

	Ten Bölgesi Tespiti Aktif	Ten Bölgesi Tespiti Aktif Değil
SNR (dB)	2,071	1,834
MAE (BPM)	3,326	3,538
MAPE (%)	4,836	5,146

Tüm katılımcılardan alınan ölçümlerin ortalaması incelendiğinde bu yaklaşım ile sinyal-gürültü oranı 1,834 dB değerinden 2,071 dB değerine çıkarak 0,237 dB artmıştır.

Nabız ölçüm sonucu yönünden bakıldığında ortalama mutlak hata 3,538 BPM değerinden 3,326 BPM değerine düşerek 0,212 BPM azalmıştır. Benzer şekilde ortalama yüzdesel mutlak hata değeri de %5,146'dan % 4,836'ya düşmüştür.

Tüm bu sonuçlar göz önüne alındığında yüz maskesi renk ortalamaları ve standart sapmaları kullanılarak yapılan bu ten bölgesi tespit yöntemi algoritmaya eklendiğinde algoritma başarısını olumlu anlamda etkilediği gösterilmiştir.

2.4.3.2. Elmacık Kemikleri Bölgelerinden Ten Bölgesi Tespiti

Yüz maskesi içerisinde bulunan piksellerin hepsi ten bölgelerini ifade etmez. Çünkü yüz maskesi içerisinde saç, sakal, kaş, bıyık, gözlük, ben veya yüz bölgesinde daha farklı ten bölgesi olmayan ve nabız sinyali çıkarılamayacak bölgeler olabilir. Yüz maskesi içindeki tüm piksel değerlerinin ortalamasını almak bu kısımları da bu ortalamaya dahil etmek demektir. Bu şekilde de tam olarak gerçek ten ortalamasını doğru çıkarabilmek mümkün olmayacaktır.

Bu problemin önüne geçmek ve ten bölgesi ortalamasını daha doğru bulabilmek adına ortalama ten renginin bulunmasında bu çalışmada farklı bir yaklaşım öne sürülmüştür. Bu yaklaşımda genel yüz maskesinden ortalama çıkarmak yerine elmacık kemikleri bölgesinden ortalama çıkarma yaklaşımı önerilmiştir.

Bu yaklaşımın öne sürülmesinin iki temel dayanağı bulunmaktadır. İlki, bu bölgenin yüz aksesuarları bulunma ihtimalinin düşük ve saç sakal gibi diğer sinyal çıkarılamayacak bölgeler içermesi ihtimalinin çok az olmasıdır. Bu bağlamda bu yaklaşım ten rengi ortalamasının kişinin gerçek ten rengine yakın olma ihtimalini güçlendirmektedir.

Bu yöntemin önerilmesinin ikinci ve daha önemli dayanağı ise bu bölgeden çıkarılan sinyallerin öz kalite değerinin yüksek olmasıdır [8]. Öz kalite değeri, SNR yaklaşımına çok benzer olup temel frekans için referans verileri kullanmak yerine algoritma sonucu elde edilen sinyalin temel frekansını kullanır. Bu sayede sinyalin ne kadar başarılı bir nabız sinyali benzeri periyodik bir sinyal olup olmadığı hakkında bilgi edinilir.

Yüzün elmacık kemikleri bölgesinden çıkarılan sinyalin öz kalite değerinin fazla olması nedeniyle bu bölgeden çıkarılan sinyaller nabız sinyalinin çıkarılması adına yüzün diğer bölgelerine göre daha başarılı sinyallerdir.

Yüz bölgesinde öz kalite değerinin yüksek çıktığı bir diğer bölge de alın bölgesidir. Ancak alın bölgesi elmacık kemikleri bölgesine göre kapanma ihtimali daha yüksek olan bir bölge olduğu için tercih edilmemiştir. Kişilerin taktığı şapka, bere gibi kıyafetler; özellikle bayanların perçem şeklinde alın bölgesine taşan saçların alın bölgesini kapatma ihtimali yüksek olduğundan alın bölgesi ten rengi ortalamasına dahil edilmemiştir.

Elmacık kemikleri bölgesinden ten rengi ortalaması çıkarmada ilk adım bu bölgeleri belirlemektir. İki adet elmacık kemiği bölgesi bulunmaktadır. Bunların ilki yüz bölgesindeki karakteristik noktalardan sırasıyla 2, 32, 31, 30, 29, 41 ve 42. noktaların birleştirilerek içinde kalan olarak tanımlanmıştır. İkinci elmacık kemiği bölgesi de benzer şekilde sırasıyla 16, 36, 31, 30, 29, 41, 48, 47. karakteristik noktaların birleştirilmesi ile içinde kalan bölge olarak tanımlanmıştır.



Şekil 25. Elmacık kemikleri bölgelerinin gösterimi

Elmacık kemikleri bölgeleri birleştirilerek tek bir yüz maskesi gibi düşünüldüğünde denklem (19)'daki formüller kullanılarak kırmızı, yeşil ve mavi kanalların renk ortalamaları bulunur.

Bu aşamadan sonra Bölüm 2.4.3.1'deki adımlara benzer şekilde yöntem devam eder. Denklem (20)'deki formüller kullanılarak yüz maskesinin her renk için standart sapması hesaplanır.

$$\begin{aligned}
 R_{elmacık_ortalama} - R_{std} &< R_{ten\ rengi} < R_{elmacık_ortalama} + R_{std} \\
 G_{elmacık_ortalama} - G_{std} &< G_{ten\ rengi} < G_{elmacık_ortalama} + G_{std} \\
 B_{elmacık_ortalama} - B_{std} &< B_{ten\ rengi} < B_{elmacık_ortalama} + B_{std}
 \end{aligned}
 \tag{ 22 }$$

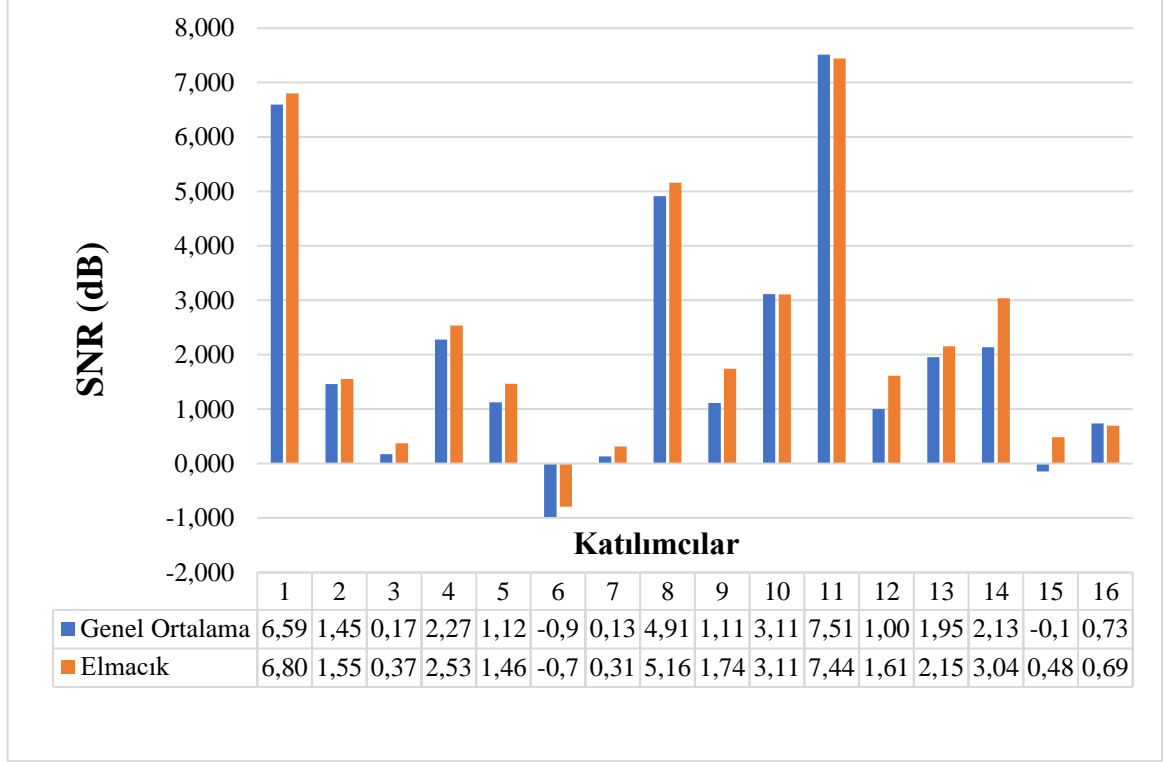
Denklem (22)'de denklem (21)'den farklı olarak ten rengi ortalaması elmacık kemikleri bölgesine göre alınır. Diğer işlemler aynı şekildedir. Elmacık kemiği ortalamasının yüz maskesi standart sapması kadar aşağısı ve yukarısı arasında kalan renk aralığı ten rengi aralığı olarak belirlenir.

Yüz maskesi içerisindeki piksellerin bu 3 kanal için renk aralığı koşulunu sağlaması durumunda o piksel ten bölgesi olarak alınır, aksi halde ten bölgesi olarak kabul edilmez.

Tüm diğer değişkenler sabit tutularak sadece ten rengi ortalamasının yüz maskesinin geneline göre ve elmacık kemikleri bölgesine göre alınmasının sinyal-gürültü oranı olan SNR değerine göre kıyaslanması Şekil 26'da verilmiştir.

Elmacık kemiği ortalamasına göre belirlenen ten rengi ortalaması 16 katılımcının 13'ünde SNR değerini artırırken 1 tanesinde de azaltmıştır. 2 tanesinde ise SNR değerinde ciddi bir değişim gözlenmemiştir.

Aynı durum ölçüm sonucunun ortalama mutlak hatası cinsinden Şekil 27'de incelendiğinde 6 katılımcıda MAE değeri düşerken diğer katılımcılarda ciddi bir değişiklik olmamıştır.

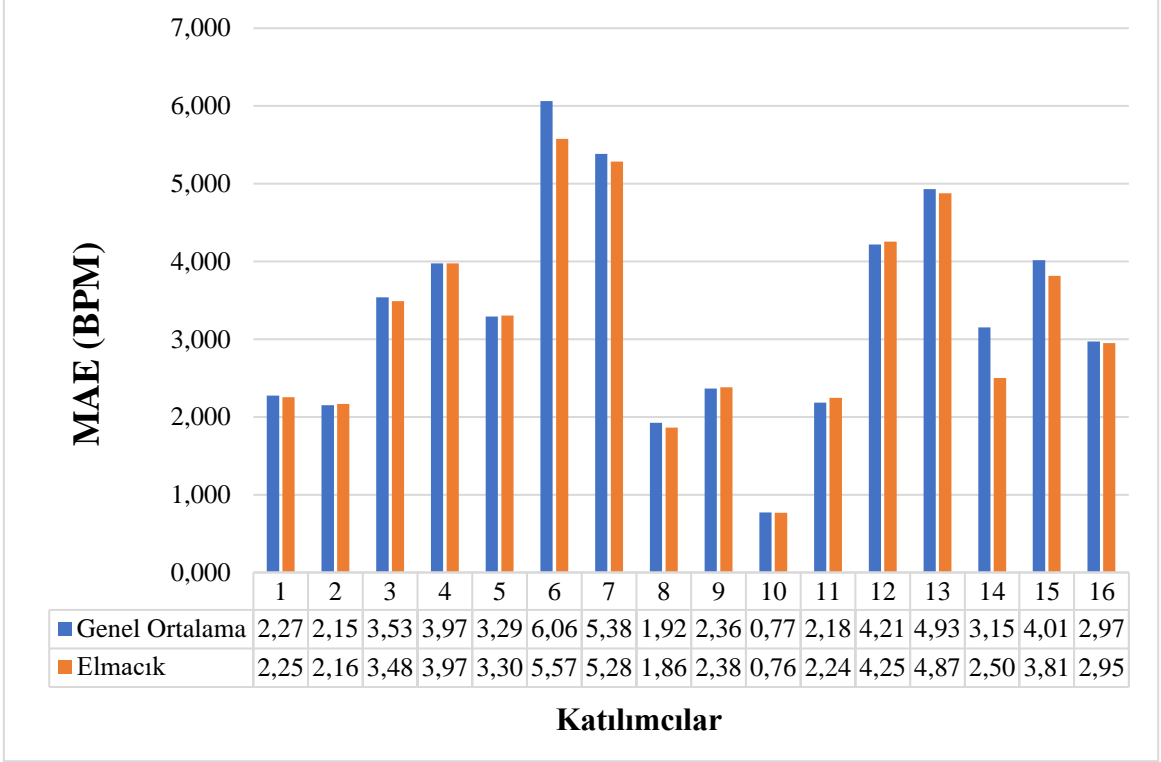


Şekil 26. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespitinin SNR değerine etkisi

Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile ten bölgesi tespitinin genel başarısı tüm katılımcı sonuçlarının ortalaması alınarak Tablo 4'te gösterilmiştir. Bu yaklaşım kullanılarak SNR değeri 0,287 dB artarak 2,071'den 2,358 değerine ulaşmıştır. Ortalama mutlak hata 0,084 BPM azalarak 3,326'ten 3,242'ye düşmüştür. Benzer şekilde ortalama yüzdesel mutlak hata da %4,836'dan %4,702'ye gerilemiştir.

Katılımcı bazında sonuçlar ve genel ortalama sonucu dikkate alındığında zaman ten rengi ortalamasını elmacık kemikleri bölgesinden çıkarmak nabız sinyali kalitesini olumlu anlamda etkilediği gösterilmiştir. Bu sonuçlar ölçüm sonucu hatası olarak incelendiğinde de katılımcıların sadece bazılarında ölçüm sonucuna olumlu etkilemiş olsa da genel anlamda ölçüm sonucuna az da olsa olumlu etki ettiği gösterilmiştir.

Tüm bu sonuçlar değerlendirildiğinde ten rengi ortalama değerinin elmacık kemikleri bölgesinden çıkarma işleminin, genel yüz maskesinden çıkarma işlemine göre daha başarılı sonuç verildiği gösterilmiştir.



Şekil 27. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti'nin ortalama mutlak hataya etkisi

Tablo 4. Yüz maskesi genel ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti ile elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ile yapılan ten bölgesi tespiti'nin genel karşılaştırılması

	Ten Rengi Ortalaması Elmacık Kemikleri Bölgesine Göre	Ten Rengi Ortalaması Genel Yüz Maskesi Ortalamasına Göre
SNR (dB)	2,358	2,071
MAE (BPM)	3,242	3,326
MAPE (%)	4,702	4,836

2.4.3.3. Ten Rengi Bölgesinin Olasılıksal Olarak Belirlenmesi

Ten bölgesinin bulunması için bu çalışmada olasılıksal bir yaklaşım da önerilmiştir. Bu yaklaşım bölüm 2.4.3.2’de olduğu gibi elmacık kemikleri bölgesinin ten rengi ortalamasını kullanır. Fakat o yöntemden farklı olarak ten rengi ortalamasının yüz bölgesinin standart sapması kadar yukarı ve aşağısında kalan bölgeyi direkt olarak alıp kalan bölgeyi olduğu gibi reddetmek yerine her piksel için ne kadar ten bölgesi olduğuna dair olasılıksal bir katsayı üretilerek ten bölgesi çıkartılır. Yani her pikselin ne kadar ten bölgesi olduğunu gösteren 0 ile 1 arasında bir ağırlık katsayısı oluşturulur. Önceki yöntemde bu katsayılar ya 0 ya da 1 olabiliyordu, fakat bu yöntemde 0-1 arasında her değer olabilmektedir.

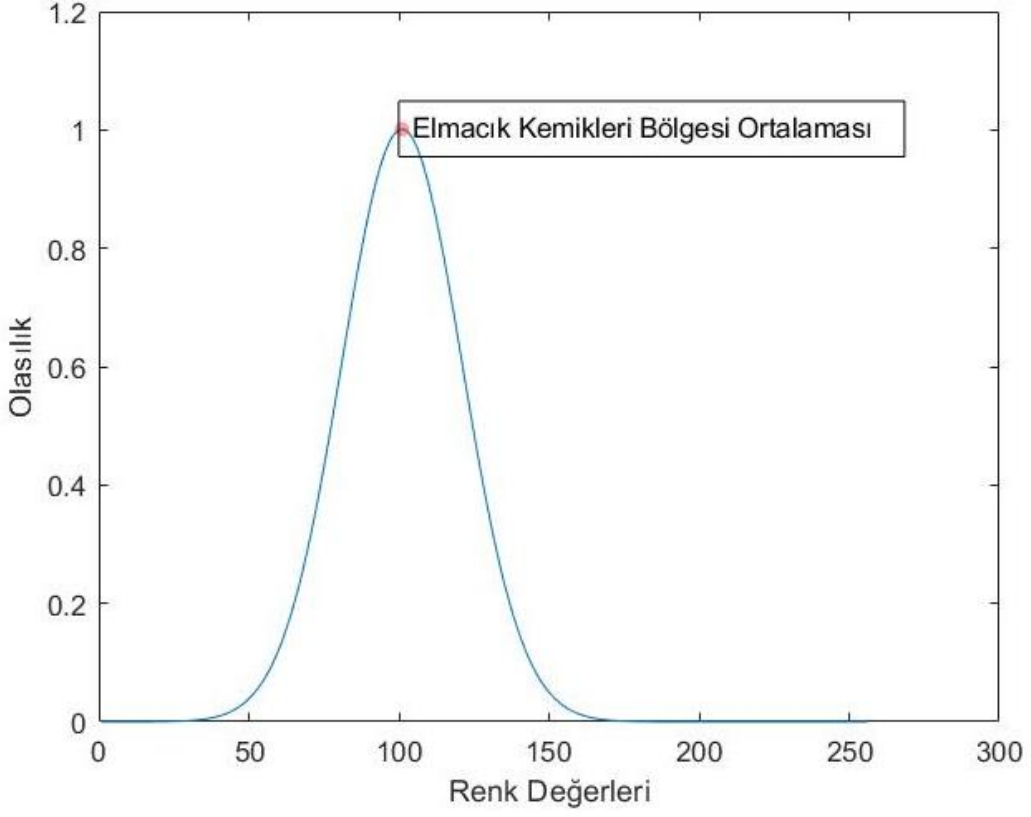
Öncelikle Bölüm 2.4.3.2’de olduğu gibi elmacık kemikleri bölgesinden ten rengi ortalaması çıkarılır. Daha sonra yine benzer şekilde tüm yüz maskesinin standart sapması denklem (20)’deki gibi her kanal için ayrı ayrı bulunur.

Bu aşamadan sonra denklem (19)’daki formül kullanılarak her renk kanalı için o kanalın elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ve yüz maskesi standart sapmasına göre bir gauss dağılımı olasılık yoğunluk fonksiyonu oluşturulur. Burada standart sapma olarak gösterilen σ değeri yüz maskesi içindeki her kanalın kendi standart sapması ve optimizasyon katsayısı olan α ile çarpılmasıyla elde edilir. Bu şekilde her kanal için farklı bir standart sapma değeri bulunur. Bu çalışmada bu veri seti için yapılan ölçümler neticesinde optimizasyon katsayısı 0.7 olarak belirlenmiştir.

Her kanal için ayrı ayrı bulunan elmacık kemikleri bölgesi ortalaması ve standart sapma değeri her kanal için farklı bir olasılık değeri oluşturur.

$$\sigma = \sigma_{yüz_maskesi} * \alpha \quad (23)$$

$$y = f(x | \mu, \sigma) = e^{\frac{-(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (24)$$



Şekil 28. Tek bir renk kanalı için oluşturulan elmacık kemikleri bölgeleri ortalaması 100 olan bir gauss olasılık yoğunluk fonksiyonu örneği

Şekil 28’de oluşturulmuş örnek bir gauss olasılık yoğunluk fonksiyonu görünmektedir. Bu grafikte yatay eksen 0-255 arası 8 bit renk değerlerini ifade eder. Düşey eksen de hangi renk değerinin ne kadar ten bölgesi olduğu ile ilgili olasılık değerini gösterir. Burada elmacık kemikleri bölgesi ortalaması gauss eğrisinin tepe yaptığı noktadır. Bu noktanın olasılık değeri 1’dir. Diğer noktalar da gauss eğrisi değerlerini kullanarak bu ortalama uzaklığına göre bir olasılık değeri alır.

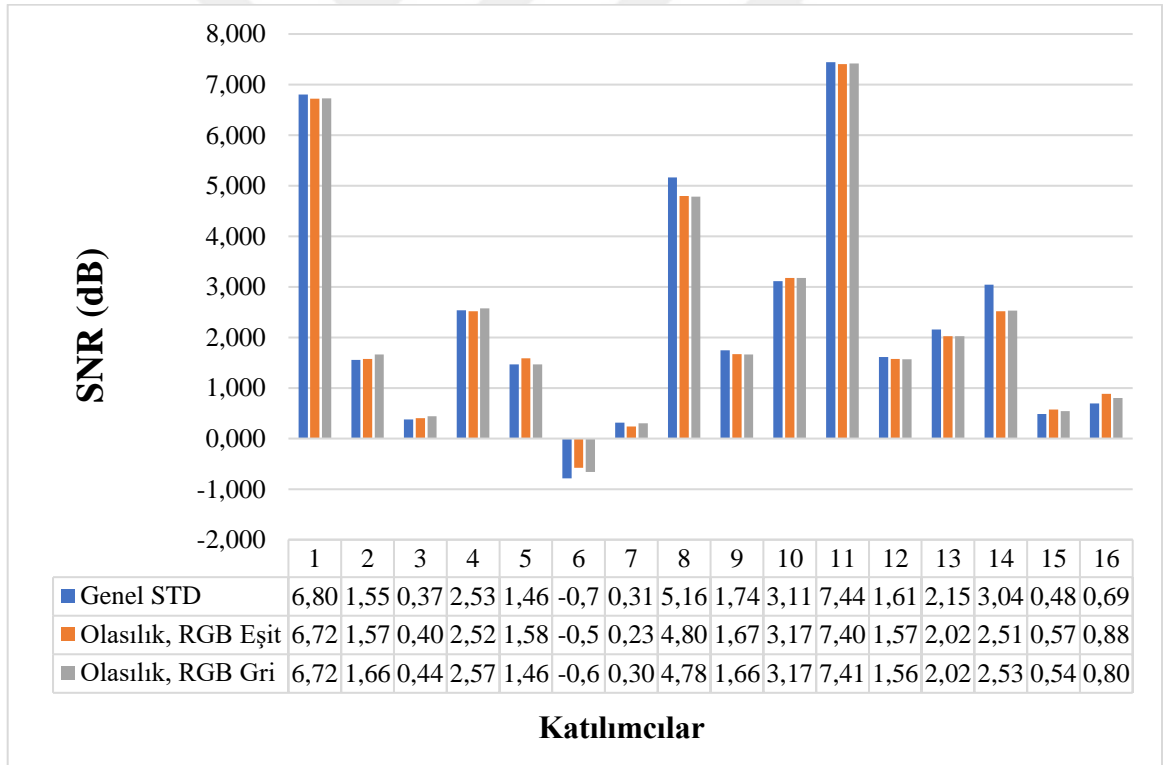
Bu işlem 3 renk kanalı için de ayrı ayrı gerçekleştirildikten sonra yüz noktasındaki her pikselin ne kadar ten bölgesi olduğu ile ilgili 3 adet olasılık değeri oluşturulur. Bu 3 olasılık değerini birleştirmede ise 2 adet yaklaşım önerilmiştir.

Bunlardan ilki denklem (25)’te gösterildiği gibi P_R , P_G , P_B sırasıyla her renk kanalı için bir pikselin ten bölgesi olma olasılığı olmak üzere bir pikselin olasılık değeri bu değerlerin ortalaması alınarak bulunabilir.

$$\text{Piksel Olasılık Ortalaması} = \frac{P_R + P_G + P_B}{3} \quad (25)$$

Bir pikselin olasılık değerini bulmak için önerilen diğer yaklaşım ise renk kanallarını gri seviye dönüşümü katsayıları ile ağırlıklandırarak ortalamasını almaktır. Bu yaklaşımdaki temel düşünce yeşil rengin parlaklığı en çok içeren kanal olmasının yanı sıra Bölüm 1.4'te bahsedildiği gibi hemoglobinin en çok soğurduğu dalga boyu olmasıdır.

$$\text{Piksel Olasılık Ortalaması} = 0,299P_R + 0,587P_G + 0,144P_B \quad (26)$$

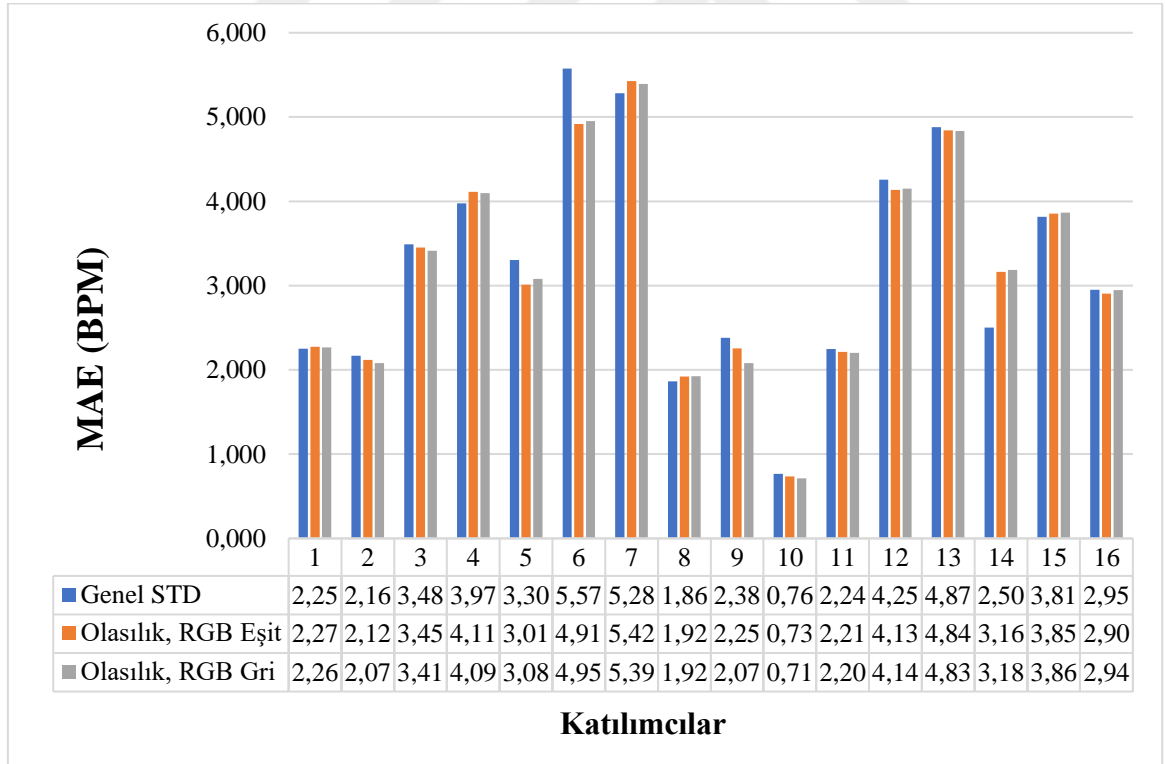


Şekil 29. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yöntem ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların SNR değerlerinin karşılaştırılması

Bu yaklaşımda Denklem (26)'da gösterildiği gibi kırmızı kanal olasılığı 0,299 ile, yeşil kanal olasılığı 0,587 ile ve mavi kanal olasılığı da 0,144 ile çarpılarak bir piksel için genel olasılık değeri bulunur.

Şekil 29 gösterildiği üzere Bölüm 2.4.3.2'deki yöntem ile olasılıksal ten bölgesi yönteminin karşılaştırması SNR ölçütüyle verilmiştir. Bu karşılaştırmada sonuçlar katılımcıdan katılımcıya fark gösterse de 5 katılımcıda olasılık tabanlı yöntemlerin daha iyi sonuç verdiği gösterilmiştir. 4 katılımcıda Bölüm 2.4.3.2'deki yöntem daha iyi sonuç verirken diğer katılımcılarda belirgin bir fark gösterilememiştir.

Şekil 30'da her katılımcının nabız ölçüm sonucunun MAPE değeri ölçüldüğünde 4 katılımcıda olasılık tabanlı yöntemler daha iyi sonuç verirken 5 katılımcıda diğer yöntem daha iyi sonuç vermiştir. Diğer katılımcılarda ise ciddi bir fark oluşmamıştır.



Şekil 30. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yaklaşım ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların ortalama mutlak hatalarının karşılaştırılması

Tüm katılımcı sonuçları ve Tablo 5'te hepsinin ortalaması ile elde edilen sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde 3 yöntem de birbirine çok yakın sonuçlar vermektedir. Sinyal kalitesi açısından genel standart sapma tabanlı yaklaşım ön plana çıkarken ölçüm sonuçları doğruluğu açısından değerlendirildiğinde de olasılık tabanlı yöntemler ön plana çıkmaktadır.

Bu çalışmada tercih edilen yaklaşım, en düşük MAE değerine sahip olasılık tabanlı gri seviye RGB katsayılı olan yaklaşım olmuştur.

Tablo 5. Elmacık kemikleri bölgesi ortalaması kullanılarak Bölüm 2.4.3.2'deki yaklaşım ile olasılıksal ten bölgesi tespiti yönteminin kanal ağırlıkları eşit ve kanal ağırlıkları gri düzey dönüşüm katsayıları ile elde edilen sonuçların genel ortalamaları

	Elmacık Kemikleri Bölgesi Ortalaması ve Genel Standart Sapma Yaklaşımı	Elmacık Kemikleri Bölgesi Ortalaması ve Olasılıksal Yaklaşım (Gri Düzey Katsayılı)	Elmacık Kemikleri Bölgesi Ortalaması ve Olasılıksal Yaklaşım (Kanal Ağırlıkları Eşit)
SNR (dB)	2,358	2,314	2,318
MAE (BPM)	3,232	3,198	3,209
MAPE (%)	4,702	4,671	4,686

2.4.4. iPPG Sinyalinin Çıkarılması

Ten bölgeleri bulunduktan sonraki adım nabız sinyalini elde etmektir. Bunun için ten olarak belirlenen bölgeler incelenir. Ten bölgelerindeki piksellerin her kanalı için ayrı ayrı ortalama alınır ve her kanal için bir adet ortalama değer elde edilir. Daha sonra her kanal için elde edilen bu değerler kameradan gelen her görüntü karesi için tekrar edilerek zamana göre grafiği çizilir.

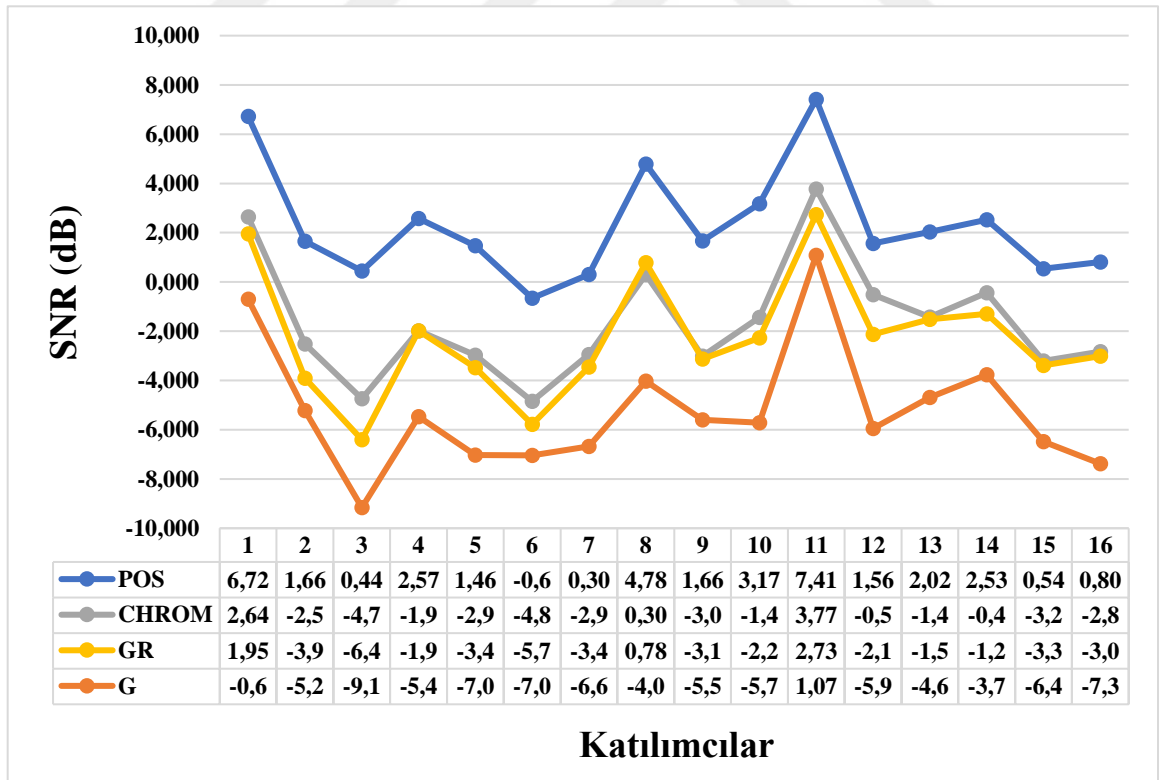
Kullanılan yaklaşıma göre bu kanalların tek bir tanesi alınıp direkt olarak nabız sinyali elde edilebileceği gibi bu kanallar arasında yaklaşıma göre çeşitli işlemler yaparak da nabız sinyali elde edilebilir. Bölüm 1.7'de hangi yöntemin hangi kanalları ne şekilde kullandığı ile ilgili bilgiler verilmiştir.

Nabız sinyali önceden belirlenmiş bir pencere boyutu kadar zaman aralığında görüntü karesinden elde edilen ortalama değerlerin zaman göre grafiğinin çizilmesi işlemi ile elde edilir.

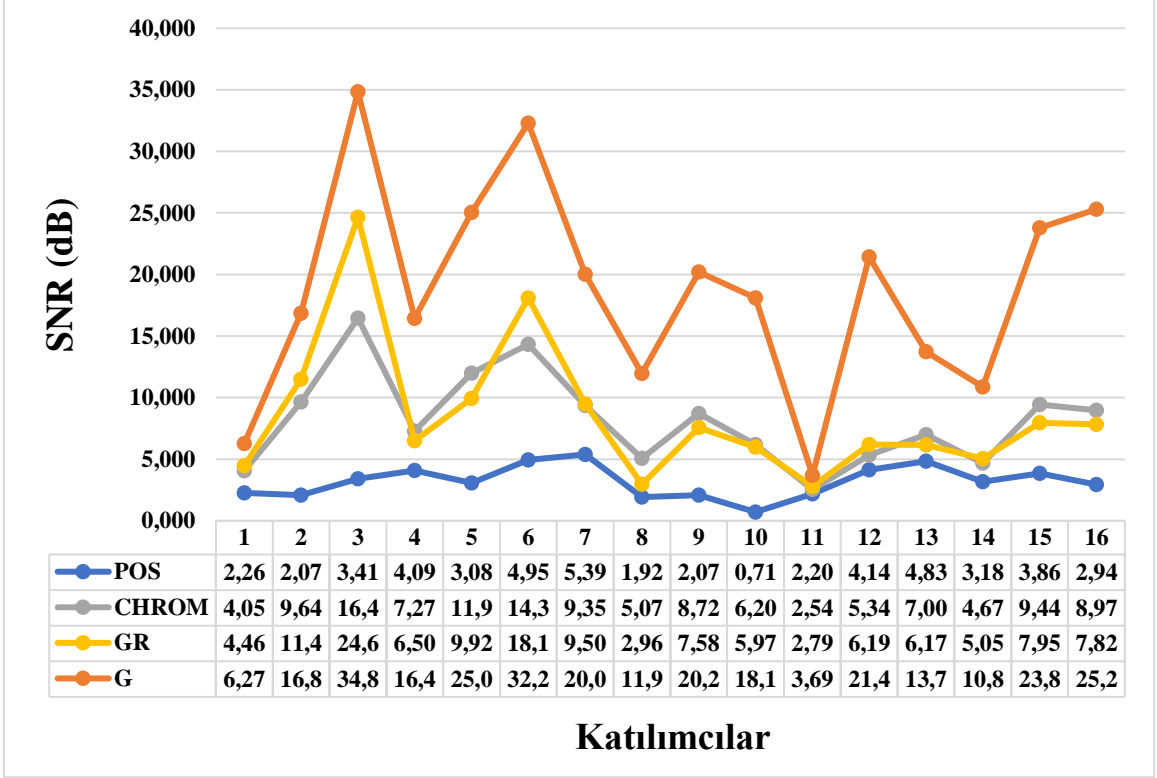
Pencere boyutu bu çalışmada 10 saniye olarak belirlenmiştir. Bölüm 2.5'te en ideal zaman penceresi boyutu için yapılan çalışmadan bahsedilecektir.

Nabız sinyali çıkartılırken literatürdeki kabul görmüş yaklaşımlar karşılaştırarak en iyi sonuç veren bu çalışmada tercih edilmiştir.

Şekil 31 ve Şekil 32'de literatürde en çok kabul görmüş yaklaşımlardan POS, CHROM, GR ve G karşılaştırılması SNR ve MAE cinsinden verilmiştir. Model tabanlı yaklaşımlardan olan POS yöntemi, hem SNR hem de MAE ölçütleri cinsinden değerlendirildiğinde tüm katılımcılarda diğerlerine göre daha başarılı sonuç vermiştir. Bu yüzden bu çalışmada nabız sinyali çıkarma kısmında POS yöntemi kullanılmıştır. Şekil 33'te POS yöntemi ile ten bölgesinden çıkarılan sinyal örneği gösterilmiştir.



Şekil 31. POS, CHROM, Yeşil-Kırmızı (GR) ve Yeşil (G) yaklaşımlarının SNR değerleri sonuçlarının karşılaştırılması



Şekil 32. POS, CHROM, Yeşil-Kırmızı (GR) ve Yeşil (G) yöntemlerinin MAE sonuçlarının karşılaştırılması

CHROM ve GR arasındaki karşılaştırmada bazı katılımcılarda CHROM öne çıkarken bazı katılımcılarda GR'nin öne çıktığı gösterilmiştir. Ancak genel olarak CHROM yaklaşımı GR'ye göre daha fazla katılımcıda daha iyi sonuç göstermiştir.

G, yani sadece yeşil kanal kullanılarak yapılan nabız sinyali çıkarma işlemi diğer yöntemlere göre tüm katılımcılarda en başarısız yöntem olmuştur.

Tüm katılımcılarının ölçüm sonuçlarının ortalamaları incelendiğinde de POS yöntemi açık ara diğer tüm yöntemlerden başarılı sonuç elde etmiştir. Bu yöneme en yakın başarıyı sağlayan CHROM yönteminin POS ile arasında SNR ölçütü cinsinden 3,949 dB'lik bir fark oluşmuştur. Aynı şekilde MAE değerleri arasındaki fark da 4,996 BPM olmuştur.

Üçüncü sıradaki başarılı yöntem de GR, yani yeşil kanaldan kırmızı kanalın çıkarılması ile elde edilen yaklaşımdır. Bu yaklaşım SNR cinsinden CHROM'a göre 0,632 dB daha az sinyal-gürültü oranına sahip olmuştur. MAE ölçütü ile değerlendirildiğinde birbirine çok yakın değerler verseler de CHROM yöntemi yine öne çıkmıştır.

Bu yöntemlerden en başarısız olanı -5,238'lik SNR değeri ve 18,802 BPM'lik MAE değeriyle G yöntemi, yani sadece yeşil kanal kullanılarak nabız sinyali çıkarma yöntemi olmuştur.

Bu sonuçlar değerlendirildiğine model tabanlı yöntemlerin doğrudan renk kanalıyla işlem yapılan yöntemlere göre daha başarılı olduğu gösterilmiştir.

Tablo 6. POS, CHROM, GR ve G yöntemlerinin ortalama sonuçlarının karşılaştırılması

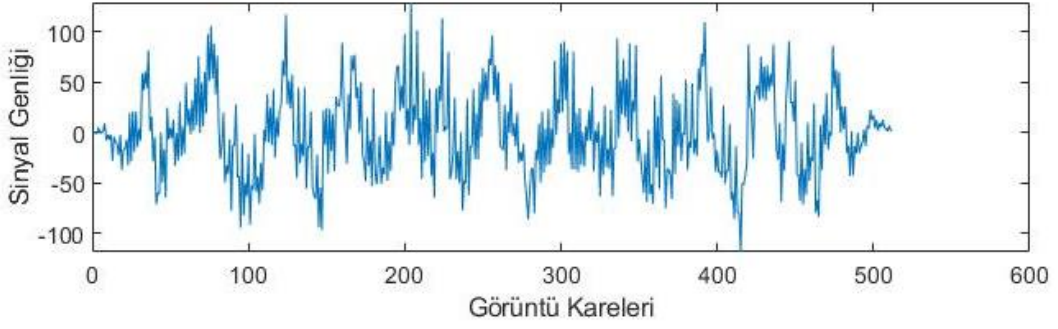
	POS	CHROM	GR	G
SNR (dB)	2,314	-1,635	-2,267	-5,238
MAE (BPM)	3,198	8,194	8,571	18,802
MAPE (%)	4,671	11,605	11,993	26,566

2.4.5. Bant Geçiren Filtrenin Etkisi

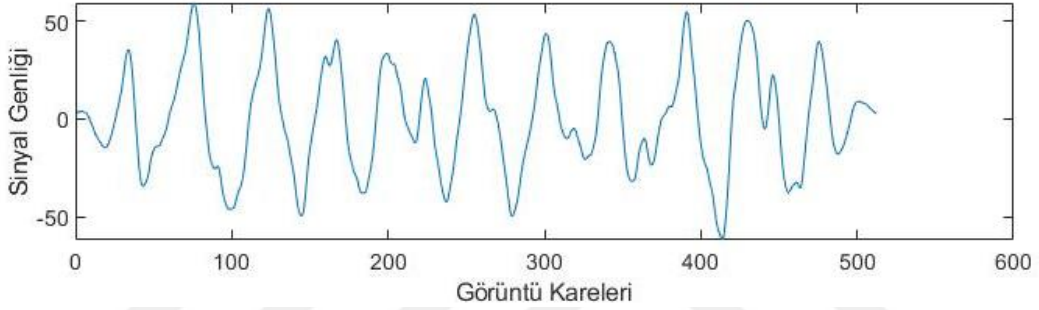
Herhangi bir nabız sinyali çıkarma algoritmasıyla kişinin ten bölgesinden nabız sinyali çıkarıldığında bu sinyalde istenmeyen frekanslar bulunabilmektedir. Sağlıklı bir insanın nabız hızı yaklaşık 30-180 BPM aralığındadır. Bu doğrultuda elde edilen sinyalden istenmeyen frekansları çıkarmak için bir bant geçiren filtre kullanılması gerekmektedir.

Bu çalışmada kullanılan filtre 2. dereceden bir Butterworth filtredir. Butterworth filtre kullanılmasının amacı geçirdiği frekans aralığında diğer filtrelere göre daha düz bir frekans cevabı olmasıdır. Bu sayede mevcut sinyali en az şekilde etkileyerek filtreleme işlemi yapılabilir.

Bu çalışmada kullanılan bant aralığı 0,5 ile 3 Hz aralığıdır. Bu aralık 30-180 BPM aralığına denk gelmektedir. Hareket miktarının çok fazla olmadığı DEAP veri setinde bu aralık ihtiyaçları karşılamaktadır. Ancak çok yoğun fiziksel aktivite içerisindeki kişiler için yapılan ölçümlerde 0,5 ile 4 Hz arası yani 30 ile 240 BPM arası da kullanılabilir.



Şekil 33. POS Yöntemi ile ten bölgesinden çıkarılmış filtresiz nabız sinyali

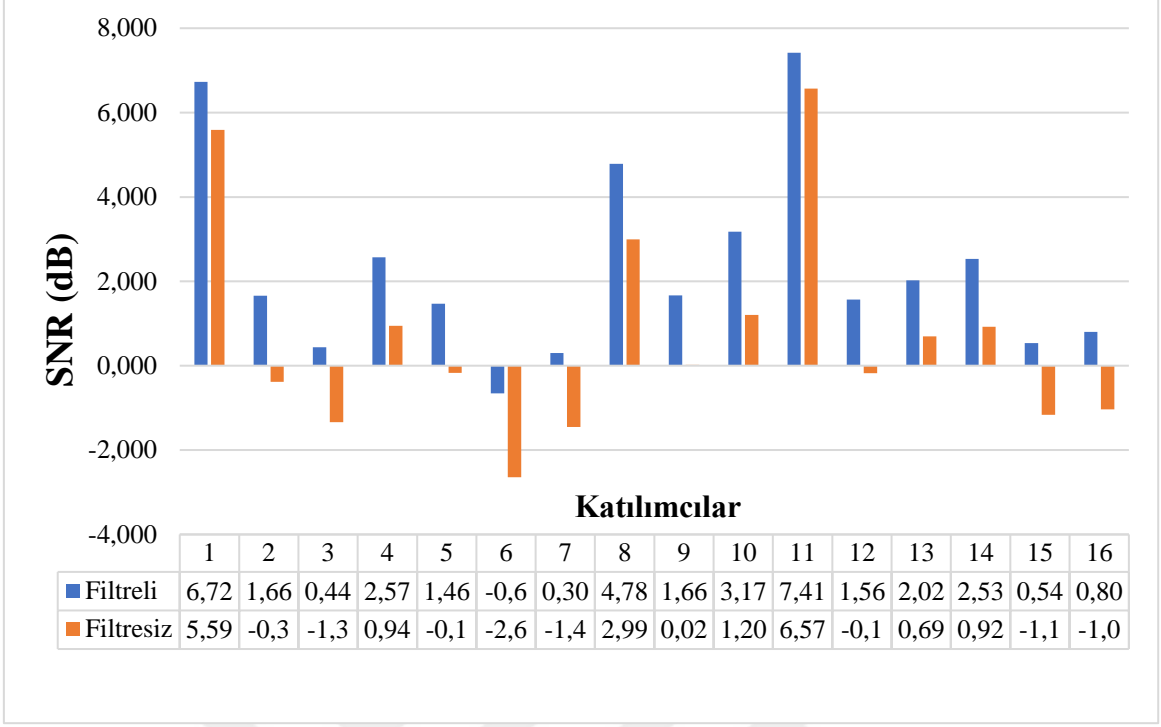


Şekil 34. POS Yöntemi ile ten bölgesinden çıkarılmış bant geçiren filtre geçirilmiş nabız sinyali

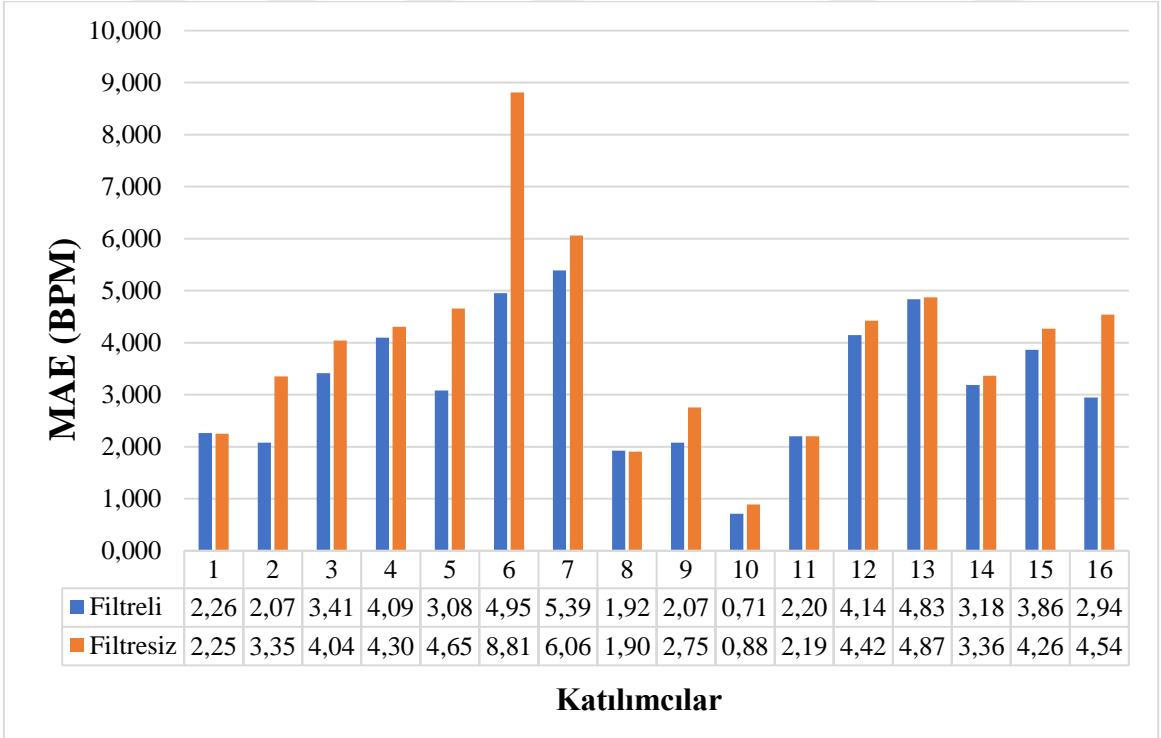
Şekil 33'te DEAP veri setindeki bir katılımcının ten bölgesinden POS yöntemi ile çıkarılmış ham sinyal görünmektedir. Görüldüğü üzere birçok istenmeyen frekans bileşeni içermektedir. Şekil 34'te de aynı sinyale 0.5-3 Hz aralığında Butterworth bant geçiren filtre uygulanmıştır. Bu sayede istenmeyen birçok frekans filtrelenmiştir.

Şekil 35 incelendiğinde sinyale bant geçiren filtre eklendiğinde tüm katılımcılarda SNR değerlerine olumlu anlamda ciddi şekilde artış görülmüştür.

Şekil 36 benzer şekilde değerlendirildiğinde ölçüm sonuçlarının ortalama mutlak hatası bant geçiren filtre eklendiğinde 16 katılımcının 12 tanesinde sonucu olumlu etkilerken 4 tanesinde de ciddi bir değişiklik oluşmamıştır.



Şekil 35. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtreli ve filtresiz halinin SNR değeri ile karşılaştırılması



Şekil 36. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtreli ve filtresiz halinin MAE değeri ile karşılaştırılması

Tablo 7’de tüm katılımcıların ölçüm sonuçlarının ortalaması incelendiğinde de sinyalin filtrelenmesiyle SNR değeri 1,652 dB artarak 0,662’den 2,314’e çıkmıştır. Benzer şekilde MAE değeri 0,721 BPM daha başarılı hale gelmiştir. MAPE değeri de %5,646’dan %4,671’e gerilemiştir.

Tablo 7. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren filtre uygulanmış ve uygulanmamış halinin genel ortalamaları ile karşılaştırılması

	Bant Geçiren Filtreli	Filtresiz
SNR (dB)	2,314	0,662
MAE (BPM)	3,198	3,919
MAPE (%)	4,671	5,646

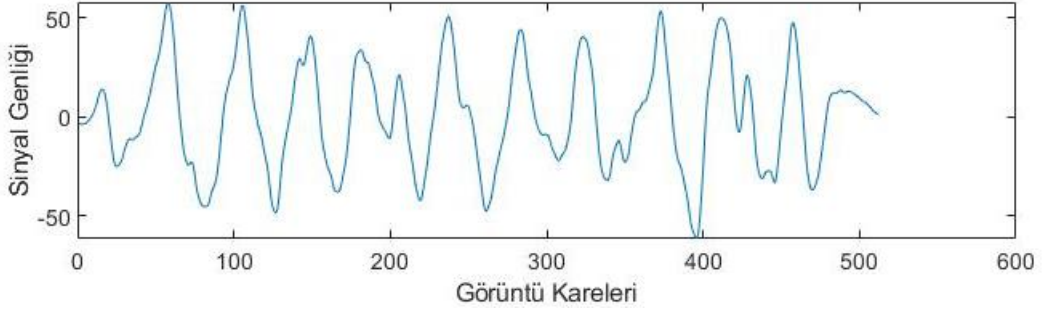
Tüm bu sonuçlar değerlendirildiğinde bant geçiren filtrenin nabız sinyali çıkarmada temel adımlardan biri olduğu gösterilmiştir.

2.4.6. Sinyal Yumuşatma İşlemi

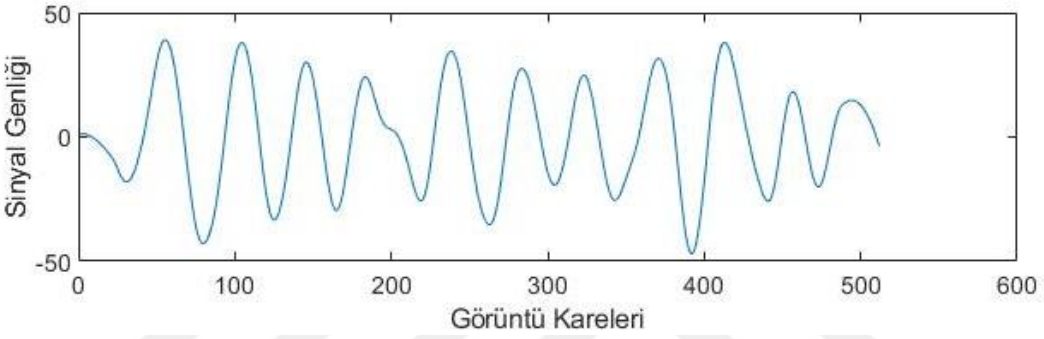
Sinyale bant geçiren filtre uyguladıktan sonra sinyaldeki gürültüleri daha da azaltmak amacıyla Bölüm 1.9’da anlatılan sinyal yumuşatma işlemi uygulanmaktadır.

Şekil 37’de DEAP veri setindeki katılımcıların birinin ten bölgesinden çıkarılan nabız sinyalinin bant geçiren filtre ile filtrelenmiş hali görünmektedir. Her ne kadar istenmeyen bazı frekanslar yok edilmiş olsa da tam olarak temiz bir nabız sinyali oluşturulamamıştır.

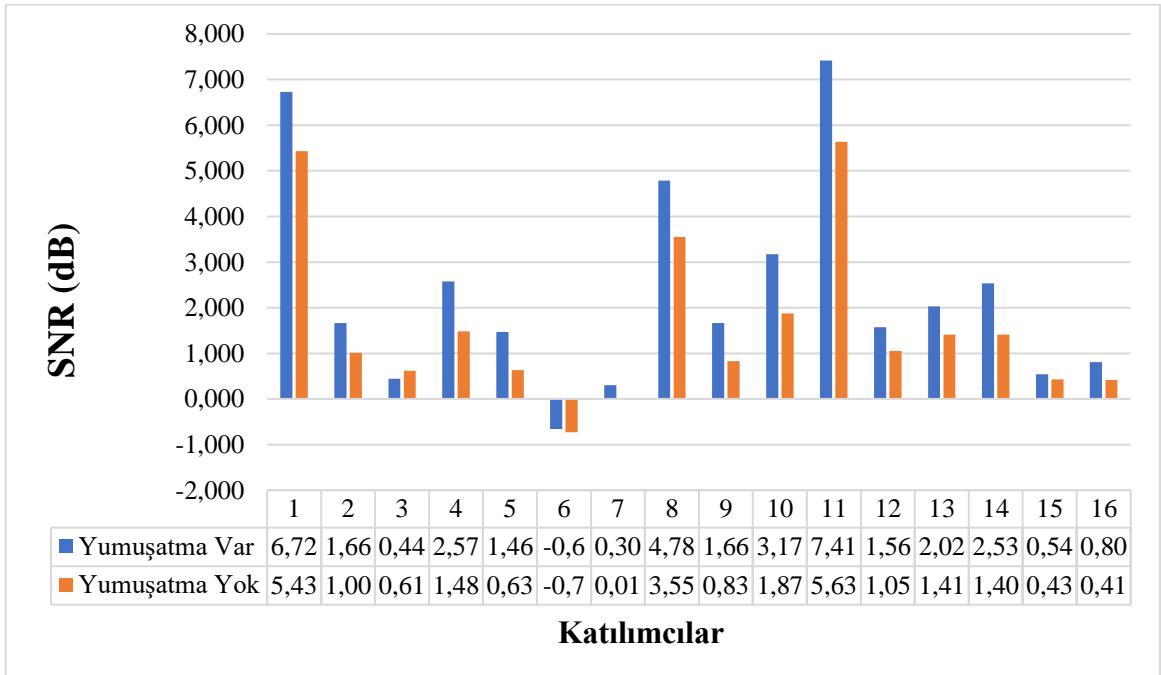
Şekil 38’de ise Şekil 37’deki sinyale yumuşatma işlemi uygulandıktan sonraki hali gösterilmektedir. Bant geçiren filtrenin kesim frekansları dışındaki bastırma karakteristiğinin tamamlayıcısı olarak kullanılan yumuşatma işlemi ilgilenilen bant dışındaki bileşenlerden daha iyi arındırılmış bir sinyal elde etmeye olanak vermektedir.



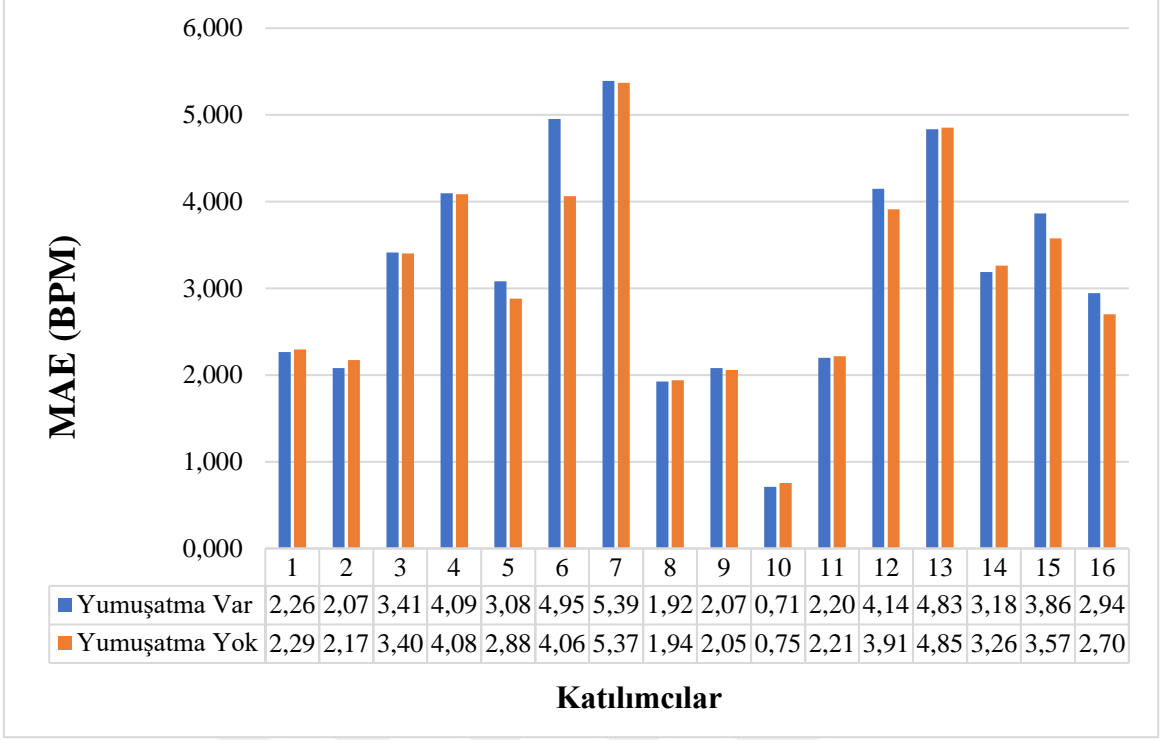
Şekil 37. Ten bölgesinden elde edilen sinyalin bant geçiren ile filtrelenmiş hali



Şekil 38. Bant geçiren filtre ile filtrelenmiş sinyalin yumuşatma işlemi uygulanmış hali



Şekil 39. Sinyal yumuşatma işleminin SNR değerine katkısı



Şekil 40. Sinyal yumuşatma işleminin MAE değerine katkısı

Şekil 39’da sinyal yumuşatma uygulamasının SNR değerine katkısı her katılımcı için ayrı ayrı gösterilmiştir. 16 katılımcının 15 tanesinde SNR değeri ciddi şekilde artarken 1 katılımcı da ise azalmıştır.

Şekil 40’ta yumuşatma işleminin MAE değerine etkisi gösterilmiştir. 16 katılımcının 2 tanesinde MAE değeri düşerken 5 tanesinde ise yükselmiştir. Geri kalan 9 katılımcının ölçüm sonucunda ciddi bir değişim gözlenmemiştir.

Sinyal yumuşatma işlemi katılımcılar bazında ve Tablo 1’de genel ortalama bazında değerlendirildiğinde sinyal kalitesine çok ciddi katkı yaptığı görülmektedir. Yumuşatma işlemiyle genel SNR değerinde 0,748 dB değerinde bir artış söz konusu olmaktadır ki bu da oldukça yüksek bir değerdir.

Sonuçlara ortalama mutlak hata cinsinden bakıldığında ise tam tersi bir etki görülmektedir. Sinyal yumuşatma işlemi sonunda ölçüm sonucu başarısı değerlendirildiğinde MAE değeri 0,101 artmıştır. Benzer şekilde MAPE değeri de %4,554’ten %4,671’e çıkmıştır.

Tüm bu sonuçlardan yola çıkıldığında sinyal yumuşatma işleminin sinyaldeki gürültü oranını azaltarak sinyal kalitesini artırdığı görülmektedir. Yapılacak ölçümlerde daha gürültüsüz bir sinyal elde edilmek istendiğinde sinyal yumuşatma işlemi tercih edilebilir.

Elde edilen sinyalin gürültü oranına bakmaksızın nabız sayımı işlemi için sinyaldeki baskın frekans bulunarak BPM cinsinden elde edilebilecek en doğru sonuç isteniyorsa, sinyal yumuşatma işlemi kullanmamak doğru bir tercih olacaktır. Sinyal yumuşatma işlemi, sinyaldeki gürültü oranını azaltsa da BPM cinsinden ölçüm sonuçlarındaki hatayı az da olsa artırmaktadır.

Bu çalışmada SNR değerine büyük katkısı nedeniyle nabız sinyali çıkarmada sinyal yumuşatma işlemi algoritmaya dahil edilmiştir.

Tablo 8. Sinyal yumuşatma işleminin tüm katılımcı ölçümleri ortalamasıyla gösterimi

	Yumuşatma Aktif	Yumuşatma Aktif Değil
SNR (dB)	2,314	1,566
MAE (BPM)	3,198	3,097
MAPE (%)	4,671	4,544

2.4.7. Frekans Bölgesine Geçiş ile Nabız Hızının Hesaplanması

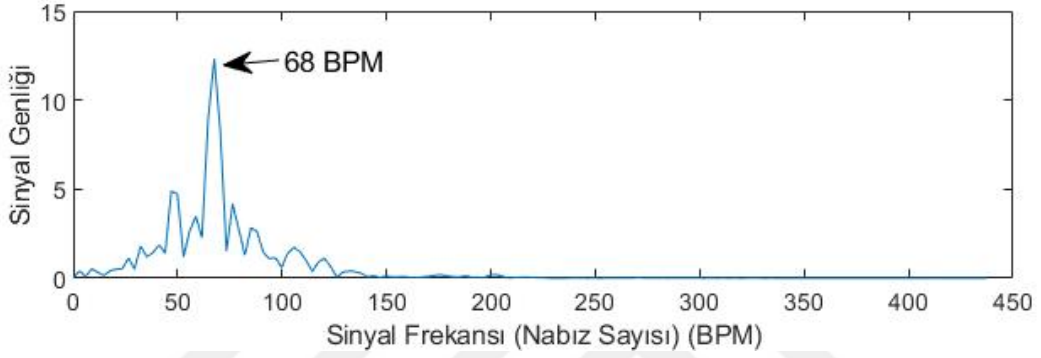
Kişilerin ten bölgesinden elde edilen sinyal önceki bölümlerde anlatıldığı şekilde çeşitli işlemlerden geçtikten sonra artık nabız hızının hesaplanması için hazır hale gelmektedir. Burada iki farklı yöntemle bu işlem gerçekleştirilebilmektedir.

2.4.7.1. Frekans Bölgesine Geçiş ile Nabız Sayısının Hesaplanması

Geçirildiği işlemlerden sonra son haline getirilen sinyalden nabız sayısının bulunması için literatürde en çok kullanılan yöntem Fourier Dönüşümü ile sinyalin frekans bölgesi analizinin yapıp en baskın frekansın nabız hızı olarak bulunmasıdır.

Sinyal Fourier Dönüşümü ile frekans bölgesine geçirilerek genliğinin grafiği çizilir. Bu grafikte genliği en yüksek olan noktanın karşılık geldiği frekans değeri en baskın frekans olduğundan nabız sayısı olarak belirlenir.

Şekil 41’de Şekil 38’de gösterilen sinyalin frekans uzayındaki genlik grafiği gösterilmiştir. Bu örnekte sinyalin en güçlü frekans bileşeni 68 BPM (1.13 Hz) noktasındaki değerdir. Bu doğrultuda kişinin nabız sayısı 68 BPM olarak ölçülmüştür.



Şekil 41. Nabız sinyalinin Fourier Dönüşümü ile frekans bölgesi gösterimi

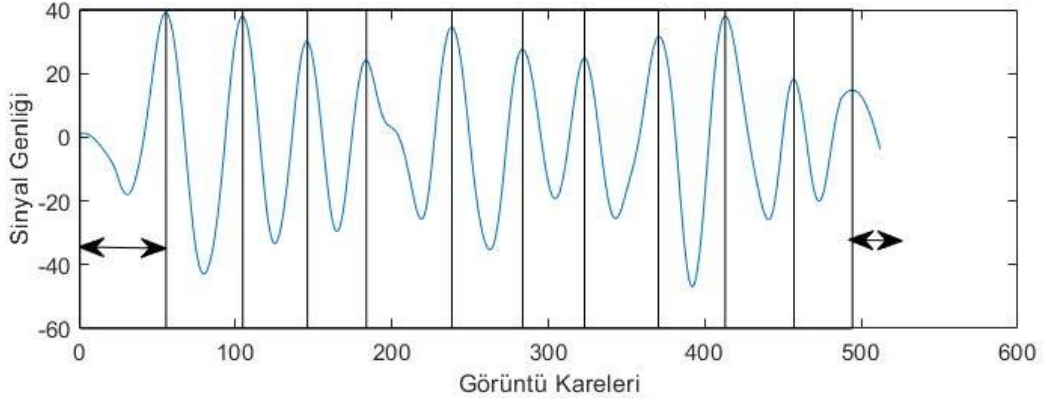
2.4.7.2. Geliştirilmiş Tepe Sayımı (GTS) Yöntemi ile Nabız Sayısının Hesaplanması

Sinyal için frekans bölgesi analizine hiç girmeden sinyaldeki tepe noktalarının sayımı ile de kişinin nabız sayısını bulabilmek mümkündür. Ancak sadece tepe sayımı yapmak yeteri kadar başarılı sonuç vermemektedir. Bu yüzden bu çalışmada Geliştirilmiş Tepe Sayımı (GTS) yaklaşımı önerilmiştir.

Bu yaklaşımda tepeler bulunurken tepeler arası minimum uzaklık tanımlanması gerekmektedir. Bu, frekans bölgesinde filtreleme işlemine benzemektedir. Bu çalışmada maksimum frekans (f_{maks}) 180 BPM olarak belirlendiği için tepeler arası minimum uzaklık da bu değere göre hesaplanmıştır. Bu değer denklem (27)’ye göre hesaplanır.

$$\text{Minimum Tepe Uzaklığı} = \frac{FPS}{(f_{maks} (bpm) / 60) + 1} \quad (27)$$

Yapılan tepe sayımının yeterli doğruluğa ulaşabilmesi açısından zaman penceresi içindeki tam olarak bir tepe içermeyen sinyalin en başındaki ve en sonundaki bölümü de sayıma dahil etmek gereklidir.



Şekil 42. Geliştirilmiş tepe sayımı yöntemi ile nabız sayısı hesaplama

Şekil 42'de Şekil 40'daki sinyalin tepeleri gösterilmiştir. Bu zaman penceresinde 11 adet tepe ve tepelerin ayırdığı 10 aralık bulunmaktadır. Ancak siyah oklarla gösterilen bölümler bu sayıma dahil değildir. Burada nabız sayısı, çift taraflı siyah oklarla gösterilen sinyalin en başındaki tepe içermeyen alan ile sinyalin en sonundaki tepe içermeyen alan sinyalden çıkarılarak zamansal olarak sinyalin en sonuna eklenseydi sinyalde kaç adet tepe ve tepe aralığı olurdu sorusunun çözümü ile bulunur.

$$T_{\text{hesaplanan}} = \frac{(F_{\text{toplam}} - (T_{\text{son}} - T_{\text{ilk}})) \times (T_{\text{butunan}} - 1)}{(T_{\text{son}} - T_{\text{ilk}})} + T_{\text{butunan}} - 1 \quad (28)$$

$$Nabız Sayısı = T_{hesaplanan} \times \frac{60 \times FPS}{F_{toplam}} \quad (29)$$

Denklem (28) ve (29)'da geliştirilmiş tepe sayımı yönteminin formülleri gösterilmiştir. Burada $T_{hesaplanan}$, geliştirilmiş tepe sayımı sonucunda bulunan yeni tepe aralık sayısını ifade eder. $T_{bulunan}$, zaman penceresi içinde bulunan tepe sayısını ifade eder. T_{ilk} ve T_{son} zaman penceresindeki ilk tepe ve son tepenin konumunu ifade eder. F_{toplam} ise zaman penceresindeki toplam kare sayısını ifade eder. FPS de saniyedeki görüntü karesi sayısıdır.

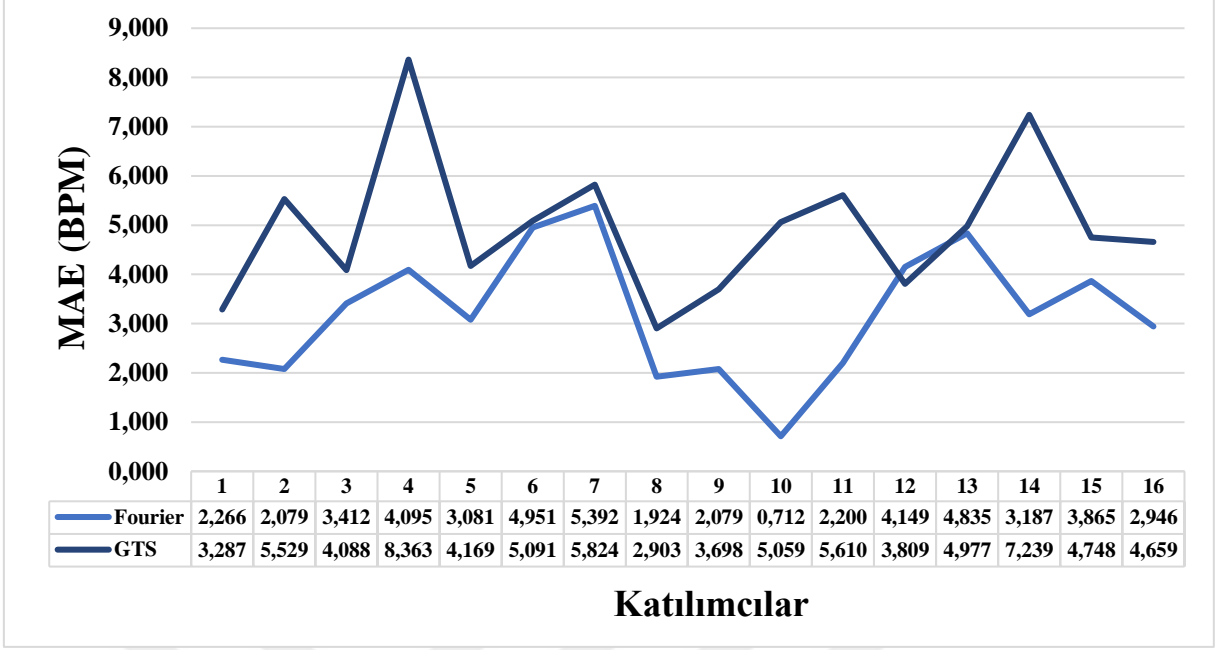
Öncelikle sinyalin en dış bölgelerinde kalan tepe içermeyen bölge bulunur. Daha sonra sinyal mevcut şekilde devam etseydi tepe içermeyen bölgede ne kadar tepe oluşacağı hesaplanır. Bu yapılırken mevcut tepeler arasındaki uzaklığın ortalaması kullanılır. Tepesiz bölgenin tepe değeri hesaplandıktan sonra mevcut tepe aralığı sayısı ile toplanır. En sonunda da bir tepe aralık sayısı elde edilir. Bu sonuç bir zaman penceresi içerisindeki nabız sayısını ifade eder. Bu sonuç dakikaya çevrilmek istendiğinde 60 ile çarpılarak ve bir pencere boyutunun saniye cinsinden zaman değerine bölünerek nabız sayısı hesaplanır.

Denklem (28) ve (29)'a göre Şekil 42'de verilen sinyalden nabız sayısı hesaplanmak istendiğinde 68.3 BPM bulunur. Bu sonuç bu sinyalin Şekil 41'de verilen Fourier Dönüşümü yöntemi ile frekans bölgesi maksimum değerine göre elde edilen nabız sayımı sonucu ile karşılaştırıldığında oldukça yakın değerler verdiği görülmektedir.

2.4.7.3. İki Yöntemin Karşılaştırılması

Fourier Dönüşümü ile baskın frekansı bularak nabız sayısı ölçümü ile geliştirilmiş tepe sayımı yöntemi ortalama mutlak hata cinsinden kıyaslandığında Şekil 43'teki tablo ortaya çıkmaktadır.

Ölçümlerde Fourier Dönüşümü ile elde edilen nabız sayısı, referans verisi üzerinden Fourier Dönüşümü alınarak ortalama mutlak hata bulunurken geliştirilmiş tepe sayımı yöntemi ölçümleri de benzer şekilde referans sinyalinden geliştirilmiş tepe sayımı yöntemi ile nabız sayısı çıkarılarak aralarındaki ortalama mutlak hata bulunmuştur.



Şekil 43. Fourier Dönüşümü ve GTS yöntemleri ile nabız sayısı bulma ortalama mutlak hata karşılaştırması

Burada Fourier Dönüşümü ile frekans bölgesine geçme işleminin geliştirilmiş tepe sayımı yöntemine göre katılımcıların birçoğunda daha az hata ile sonuç verdiği gösterilmiştir.

Tablo 9. Fourier Dönüşümü ve GTS yöntemleri ile nabız sayısı bulma genel ortalama mutlak hata karşılaştırması

	Fourier	GTS
MAE (BPM)	3,198	4,941
MAPE (%)	4,671	7,733

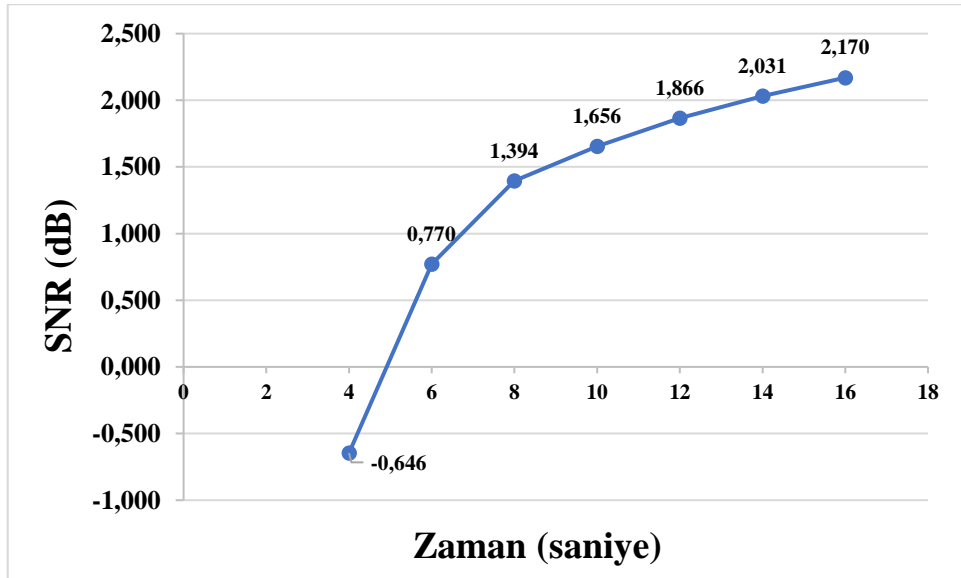
Tablo 9’da tüm katılımcı ölçüm sonuçlarının ortalaması alındığında 1,743 BPM’lik bir fark ile Fourier Dönüşümü yöntemi daha başarılı görünmektedir. Aynı şekilde ortalama yüzdesel mutlak hata değeri de Fourier Dönüşümde %4,671 iken geliştirilmiş tepe sayımında %7,733 değerine yükselmiştir.

Bu sonuçlar değerlendirildiğinde Fourier Dönüşümünün daha başarılı olduğu söylenebilir. Bunun yanında geliştirilmiş tepe sayımı da alternatif bir yöntem olarak

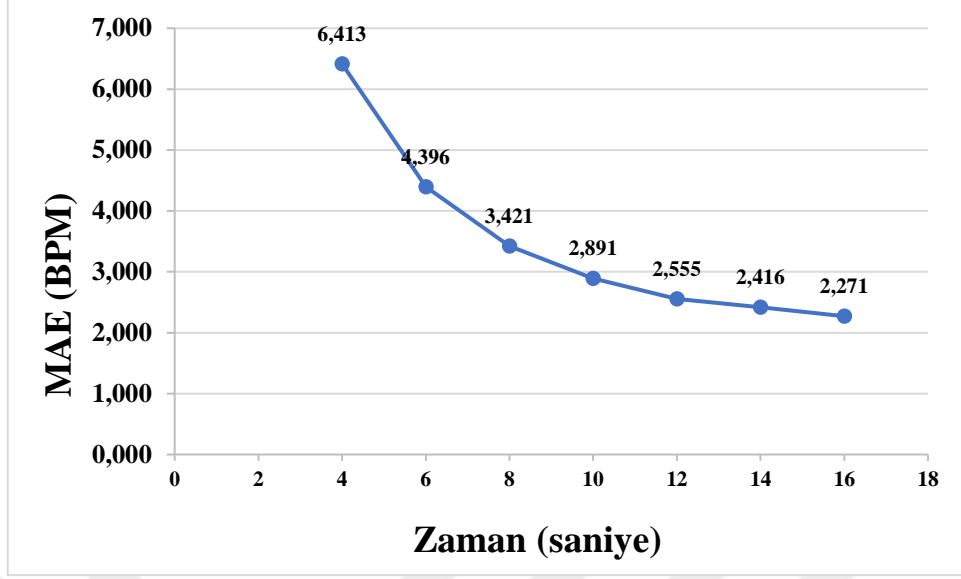
düşünülebilir. Bu yöntemin en büyük problemi özellikle nabız sinyalinin zor çıkarılabildiği durumlarda yanlış tepe bulunma durumlarının fazla olmasıdır. Bu da yanlış sonuç vermeye sebep olmaktadır. Yöntemin avantajlarına bakıldığında, kalp hızının çok ani ve hızlı değiştiği durumlarda doğrudan tepe sayımı yaptığı için Fourier Dönüşümü yöntemine göre daha hızlı cevap verebilir. Aynı zamanda gerçek zamanlı işlemlerde yapılan işlem daha basit olduğundan işlem yükü açısından daha iyi sonuç vereceğinden Geliştirilmiş Tepe Sayımı yöntemi tercih edilebilir. Ayrıca Fourier Dönüşümüne göre bir faydası da virgülden sonraki basamaklar açısından daha hassas aralıklarla sonuç verebilmesidir.

2.5. En Uygun Zaman Penceresi Boyutunun Belirlenmesi

Nabız sinyali çıkarılırken ölçüm yapılacak pencere boyutu büyük önem taşımaktadır. Zaman penceresini kısa tutmak ölçüm sonucunu olumsuz etkilerken, uzun tutmak da hem pratiklikten ödün vermeye hem de gerçek zamanlı ölçümlerde ani değişimlere geç tepki vermeye neden olmaktadır. Bu çalışmada en ideal zaman penceresi boyutunun bulunması için DEAP veri seti kullanılarak bir çalışma yapılmıştır.



Şekil 44. Pencere boyutunun zamana göre SNR değerine etkisi



Şekil 45. Pencere boyutunun zamana göre MAE değerine etkisi

Şekil 44 ve Şekil 45'te pencere boyutunun zaman olarak değerinin SNR ve MAE değerlerine etkisi gösterilmiştir. Bu grafiklere göre pencere boyutu büyüdükçe ölçüm sonucun başarısının arttığı gösterilmiştir. Bu çalışmada yeterli sonuç başarısı gösterebilmesi ve bunu yaparken de pratiklikten ödün verilmemesi adına 10 saniyelik bir pencere boyutu tercih edilmiştir.

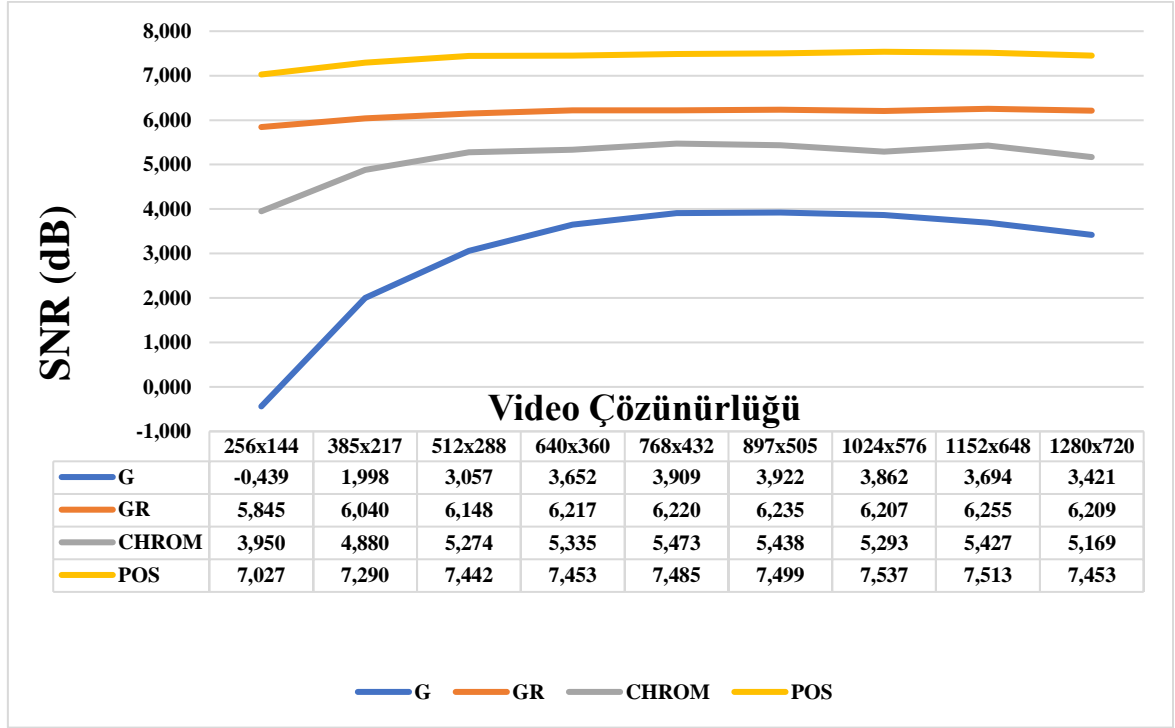
2.6. Video Çözünürlüğünün Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi

Bu çalışmada video çözünürlüğündeki değişimin SNR değerine etkisi ile ilgili de bir çalışma yapılmıştır. Bunun için bu çalışmaya özel 19 katılımcıdan alınan yüz görüntüleri ile 1280 x 720 piksel boyutunda, 660.000 kbps'de saniyede 30 kare ile kayıpsız AVI formatında alınıp kaydedilen video görüntüleri ile bir veri seti oluşturulmuştur. Bu veri setinde yüz görüntülerinin yanı sıra el görüntüleri de kaydedilmiştir. Floresan ve gün ışığı altında, sabit ve hafif hareketli gibi farklı 4 durumda veriler alınarak kaydedilmiştir.

Bu veri setindeki görüntülerin çözünürlüğü değiştirilerek POS, CHROM, GR ve G yöntemleriyle sinyal-gürültü oranı ortalamalarına etkisi gösterilmiştir.

Şekil 46’da görüldüğü üzere videolar orijinal (1280x720 piksel) çözünürlükten 256x144 piksel çözünürlüğe kademeli olarak düşürülerek SNR değeri hesaplanmıştır. 256x144 pikselden daha küçük çözünürlüklerde yüz bulma algoritması kişinin yüzünü bulamadığından daha düşük çözünürlüklerde sonuç verilememiştir.

Görüldüğü üzere G ve CHROM yöntemlerinde video çözünürlüğü azaldıkça bir süre SNR değeri çok fazla değişmese de çok düşük çözünürlüklere inildikçe SNR değerinde azalma görünmektedir. GR ve POS yöntemlerinde ise video çözünürlüğündeki düşüş SNR değerinde çok büyük bir azalma ortaya çıkarmamıştır.



Şekil 46. Video çözünürlüğü değişiminin SNR değerine etkisi

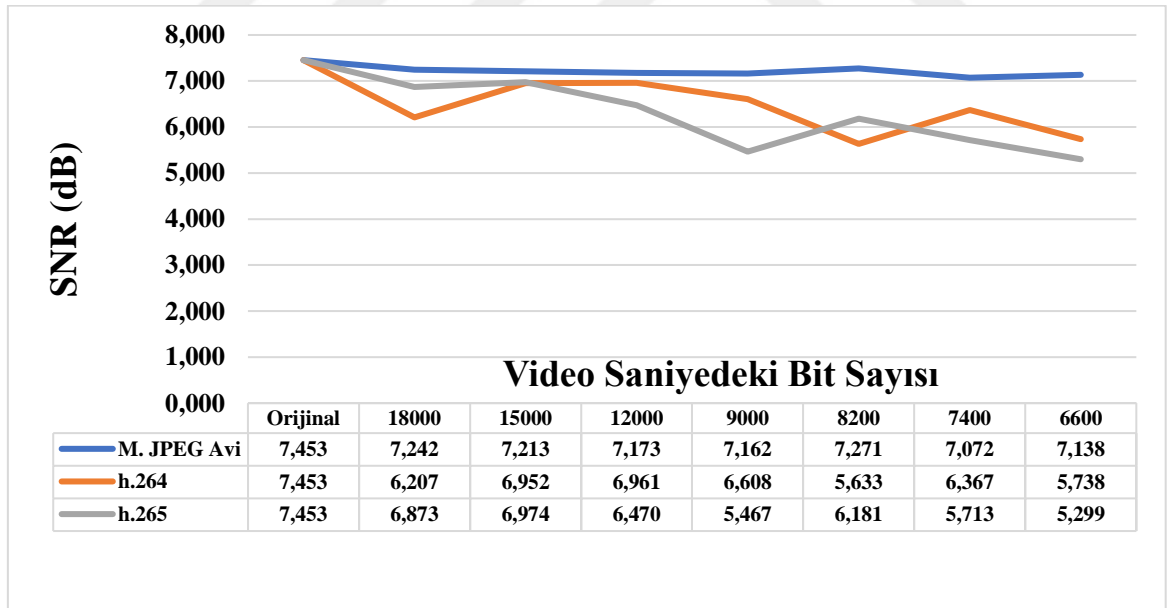
Bu sonuçlar göz önüne alındığında video çözünürlüğünün azalması durumunda bu çalışmada olduğu gibi POS yöntemi kullanıldığında sonuca ciddi bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. Ancak yine de çözünürlüğün çok düşük olması veya görüntüdeki yüzün çok küçük olması yüz bulma algoritmasının yüz bulmasını zorlaştıracığından bu gibi durumlarda nabız sayımı yapmak zor olacak ya da mümkün olmayacaktır.

2.7. Video Formatının ve Bit Hızının Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi

Bu çalışmada, kayıtlı bir video üzerinde nabız sinyali bulunmak istendiğinde videonun formatı ve kalitesinin SNR değerine etkisi ile ilgili bir çalışma yapılmıştır. Bu yapılırken 2.6’da sözü edilen veri seti kullanılmıştır. 1280x720 boyutunda 660.000 kbps değerinde kayıt edilen videolar popüler video formatları olan H.264, H.265 ve Motion JPEG AVI sıkıştırma yöntemleri ile 6.600 ile 18.000 kbps değerleri arasına dönüştürülüp SNR değerleri ölçülmüştür. Bu yapılırken GR ve POS yöntemleri ile sonuçlar verilmiştir.

Şekil 47 ve Şekil 49’da videoların saniyedeki bit sayısı yönünden kalitesi ve sıkıştırma formatları karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma işleminde tek ölçüt SNR değeri olup videonun görüntü kalitesi dikkate alınmamıştır.

GR ve POS yöntemleri ile yapılan bu karşılaştırma işlemlerinde 2 yöntemde de benzer sonuçlar gözlenmiştir.

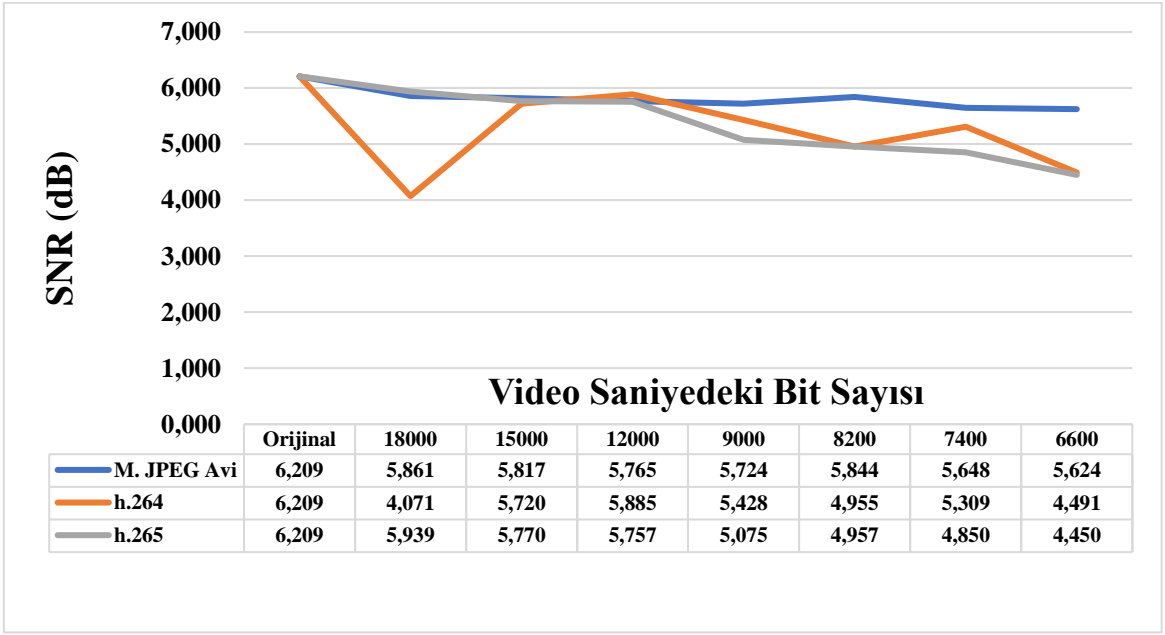


Şekil 47. Video saniyedeki bit sayısının ve sıkıştırma formatının SNR değerine etkisi (POS)



Şekil 48. Oluşturulan veri setindeki görüntülerden 6600 kbps değerinde sıkıştırılmış görüntü. H.265 (üstteki), H.264 (ortadaki), Motion JPEG Avi (alttaki)

Şekil 47 incelendiğinde Motion JPEG AVI formatı ile video 100 kat sıkıştırıldığında SNR değeri 7,453'ten 7,138'e düşmüştür. Bu kadar büyük bir sıkıştırma değeri için SNR değerindeki düşüş oldukça kabul edilebilir bir değerdir. H.264 ve H.265 sıkıştırma yöntemleri incelendiğinde görsel olarak videolar her ne kadar kaliteli görünse de nabız sinyali açısından çok da iyi sonuçlar ortaya çıkmamaktadır. H.264 formatı H.265'e göre biraz daha iyi SNR değerleri verse de bu yöntemlerde 100 kat sıkıştırma sonucunda SNR değerleri yaklaşık 2 dB azalmıştır.



Şekil 49. Video saniyedeki bit sayısının ve sıkıştırma formatının SNR değerine etkisi (GR)

Şekil 49 incelendiğinde de oldukça benzer sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Motion JPEG Avi yöntemiyle sıkıştırılan videolarda 100 kat sıkıştırmada SNR değerindeki düşüş yaklaşık 0,6 dB iken diğer yöntemlerde 1,7 dB değerlerini bulmaktadır.

Tüm bu sonuçlar değerlendirildiğinde amaç sadece nabız sinyalini çıkarmak olan görüntülerde Motion JPEG Avi formatını tercih etmek diğer formatlarına göre daha avantajlı olmaktadır. Ancak görüntü kalitesi olarak değerlendirildiğinde aynı kalite ve boyut değerine sahip H.264 ve H.265 formatları Motion JPEG Avi formatına göre çok daha kaliteli görünüm vermektedir.

Bu çalışmada kullanılan DEAP veri seti X.264 formatında 2500 kbps’de kaydedilmiştir. Bu şekilde kaydedilmesi de nabız sinyalinin başarılı bir şekilde çıkarılmasını zorlaştıran bir durum niteliğindedir.

2.8. Aydınlatma ve Hareketin Nabız Sinyali Çıkarma Başarısına Etkisi

Bu çalışmada Bölüm 2.6’deki veri seti kullanılarak aydınlatmanın ve hareketin nabız sinyali çıkarma başarısına etkisi incelenmiştir.

Gün ışığı altında sabit ve az hareketli olmak üzere 2 adet durum, floresan lamba altında da yine aynı şekilde sabit ve az hareketli olmak üzere 2 durumda nabız hızı tespit edilerek SNR değerleri hesaplanmıştır. Buradaki az hareketli görüntülerde kişinin yüzü sağa sola kayma hareketleri ve dönme hareketleri içermektedir. Kişilerin normal duruşlarındaki olası hareketler modellenmeye çalışılmıştır. Çok büyük ve hızlı hareketler içermemektedir.

Tablo 10. Aydınlatma ve hareketin nabız sinyali çıkarma başarısına etkisinin SNR (dB) değerleri ile karşılaştırılması

	Sabit	Az Hareketli
Gün Işığı	11,230	5,349
Floresan Aydınlatma	9,119	4,133

Tablo 10’da görüldüğü üzere gün ışığı aydınlatmasıyla yapılan ölçümlerde sinyal kalitesinin daha yüksek çıktığı gösterilmiştir. Hareket yönünden sonuçlar değerlendirildiğinde hareketin sinyal kalitesini ciddi bir şekilde düşürdüğü gözlemlenmiştir.

2.9. Gerçek Zamanlı Çalışan Uygulama

Bu çalışmada şu ana kadar anlatılan yöntemler kullanılarak gerçek zamanlı çalışan uygulama tasarlanmıştır. MATLAB üzerinde standart bir web kamerası kullanılarak kişilerin nabız sinyalleri çıkarılıp kalp atış hızları anlık olarak takip edilebilmektedir.



Şekil 50. Gerçek zamanlı çalışan uygulama ekran görüntüsü

Gerçek zamanlı uygulamada iPPG sinyali çıkarım yöntemi olarak G,GR,CHROM ve POS seçenekleri mevcut olup karakteristik nokta sabitleme, ten bölgesi algılama, sinyal yumuşatma, filtreleme gibi seçenekler devreye sokularak veya devreden çıkarılarak ölçüm yapılabilmektedir.

Ayrıca Bölüm 2.4.2.1'deki yöntemle yüz bölgesindeki hareket bulunarak kişi fazla hareket ettiğinde ölçümün daha düzgün olabilmesi için kişiye uyarılar yapılmaktadır.

Bulunan sinyalin öz kalite değeri çıkarılarak mevcut sinyalin ne kadar düzgün çıktığıyla ilgili de kullanıcıya bilgilendirme yapılmaktadır.

Gerçek zamanlı uygulamalarda, gerçek zamanlı olmayan uygulamalara göre en önemli ve dikkat edilmesi gereken nokta her görüntü karesindeki işlem yüküdür. Çünkü her görüntü karesi için işlem yükü fazla olursa saniyede kameradan alınabilen görüntü sayısı azalacağından sonuç performansı olumsuz etkilenecektir.

Bu çalışmada gerçek zamanlı uygulamada uygulamanın hız performansını artıracak bazı uygulamalar da yapılmıştır.

2.9.1. Hızlandırma Çalışmaları

Bölüm 2.6'da gösterildiği üzere video çözünürlüğünün sinyal-gürültü oranına etkisi oldukça az olduğundan video görüntüleri kameradan 640x360 çözünürlüğünde alınmaktadır. Kullanılan web kamerası 1080p video desteği sunmasına rağmen bu şekilde düşük bir çözünürlük kullanılarak işlem yükü azaltılmıştır.

Kameradan 640x360 çözünürlüğünde alınan görüntü, yüz bulma algoritmasına verilirken 4 kat küçültülerek 320x180 boyutuyla verilmektedir. Yüz bulma algoritması ne kadar düşük çözünürlükte yüz arama işlemi yaparsa algoritma o kadar hızlanmaktadır. Ancak çok da küçük çözünürlüklerde yüzü bulamayacağından daha küçük çözünürlükler kullanılamamıştır. Burada sadece yüz bulma algoritmasında küçültülmüş görüntü kullanılıyor olup elde edilen karakteristik noktalar büyük görüntü üzerindeki denk gelen konularına yerleştirildikten sonra işlemler büyük görüntü üzerinde devam etmektedir.

Hızlandırma için yapılan bir diğer işlem ise yüz bölgesini bir sonraki görüntü karesinde daha küçük bir bölgede aramaktır. Bu yapılırken yüz bölgesinde bulunan karakteristik noktaların en kenarlarda bulunan noktalardan 28 ve 31. karakteristik nokta arasındaki fark kadar uzaklığa bir dikdörtgen çizilerek, bir sonraki karede yüz bölgesi bu dikdörtgen içinde aranır. Bu dikdörtgen, normal görüntüden daha küçük bir alan içerdiği için algoritma hızına olumlu etkisi olur. Yüz bölgesi etrafında belirlenen bu fark gerçek zamanlı sistemin kameradan saniyede alabildiği görüntü karesi sayısına göre optimize edilebilir. FPS çok düşük ise alınan bu fark bir sonraki görüntü karesinde yüzün bulunamamasına sebep olabilir.

Gerçek zamanlı uygulamada FPS değeri sürekli değişken olduğundan bant geçiren filtre tanımlanırken her görüntü karesinde filtreyi tekrar tanımlamak gerekir. Fakat bu da

işlem yükünü aşırı derece artırmaktadır. Bu yüzden filtre tanımı için kullanılan FPS değeri ile gerçek FPS değeri arasında 1'den daha fazla bir fark olması durumunda filtre yeni değere göre tekrar tanımlanır. Aradaki fark 1'den küçük ise tekrar tanımlama yapılmaz.

FPS değeri alınan görüntüdeki yüzün büyüklüğü gibi sabit olmayan bazı koşullara da bağlı olmasına rağmen tüm bu uygulamalar sonucu Intel i7 7700k işlemci, 16 GB RAM'e sahip bir bilgisayarda yaklaşık 15-20 FPS aralığında anlık nabız hızı ölçümü yapılabilmektedir.



3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada nabız sinyali çıkarma ve nabız sayımı yapmak için literatürde önerilen yöntemlerin yüz bölgesi kullanıldığındaki performanslarını geliştirme adına bazı yaklaşımlar öne sürülmüştür. Ten bölgesi tespiti ve ten rengi ortalamasını belirlemek üzerine olan yaklaşımlar, yüz maskesine alın bölgesini dahil etme yaklaşımı, karakteristik nokta sabitleme ve sinyal yumuşatma amaçlı 4 farklı kategoride yaklaşımlar önerilmiştir.

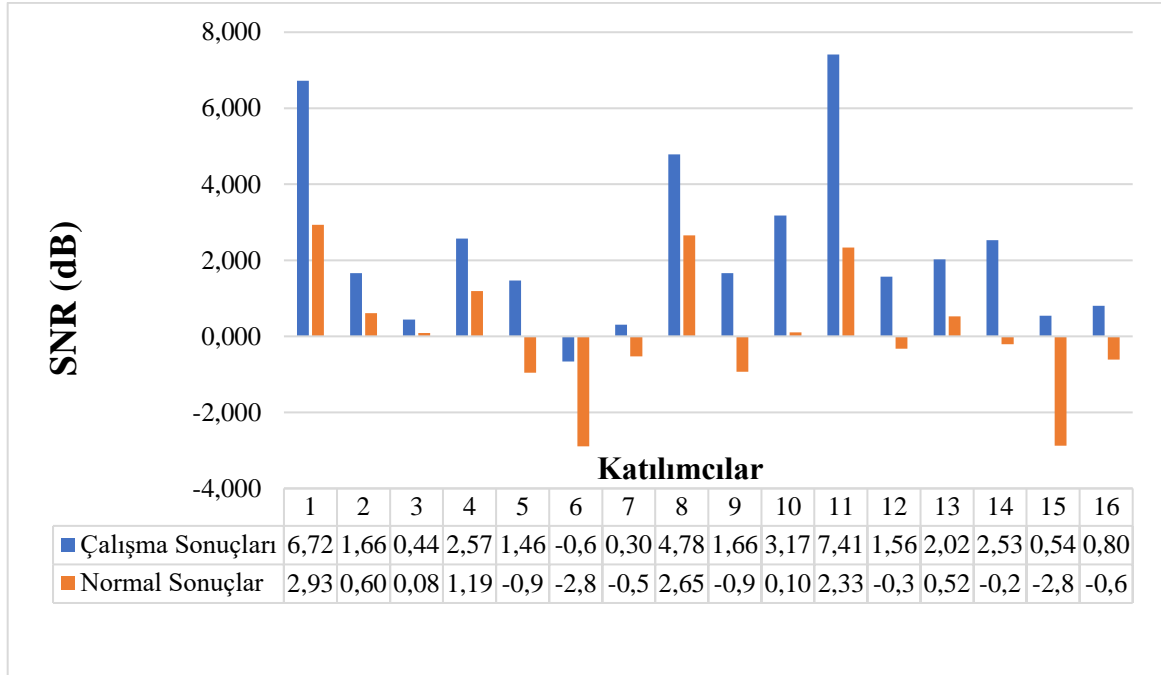
2. bölümde bu yaklaşımların tek başlarına başarı ölçütlerine olan etkileri gösterilmiştir. Bu yaklaşımların tümünün bir arada kullanıldığı durumlardaki etkisinin görülmesi adına literatürdeki nabız sinyali çıkarma yöntemleri olan POS, CHROM, G ve GR yaklaşımlarına, önerilen yöntemlerin uygulanması ve uygulanmaması şeklinde testler yapılmıştır. Karşılaştırılmada literatürdeki bu yöntemlere standart Dlib algoritması ile yüz ve karakteristik nokta bulma işlemi ve bu konudaki birçok çalışmada kullanılan bant geçiren filtre uygulanmış ve sonuçlar elde edilmiştir. Önerilen yaklaşımlar tarafında ise 4 farklı kategoride önerilen tüm yaklaşımlar en iyi halleriyle algoritmaya dahil edilmiştir.

Tüm 16 katılımcı için sonuçlar POS yöntemi kullanılarak bireysel olarak değerlendirildiğinde Şekil 51 ve Şekil 52'deki grafikler elde edilmektedir.

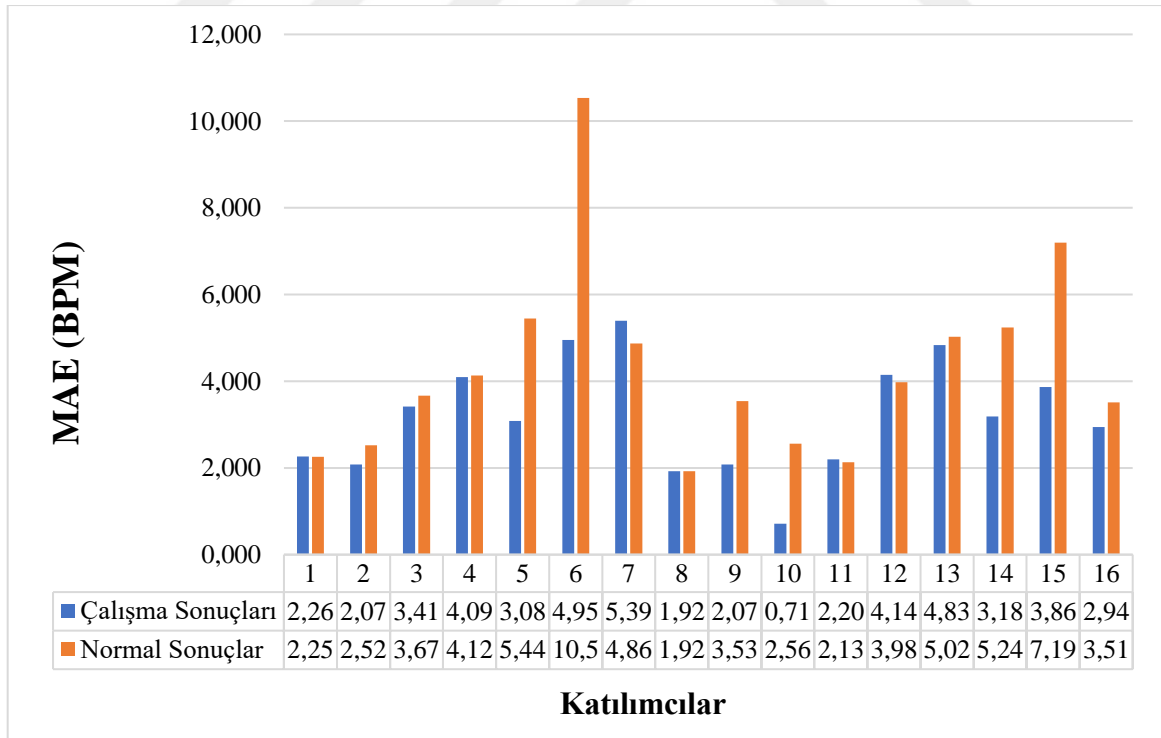
Şekil 51 incelendiğinde SNR değeri olarak tüm katılımcılardan elde edilen sinyallerde büyük bir artış gözlenmektedir.

Şekil 52 incelendiğinde ise MAE değeri 10 katılımcıda ciddi şekilde düşerken, 4 katılımcıda büyük bir değişim olmayıp 2 katılımcıda ise artmıştır.

16 katılımcı üzerinden bireysel bazda sonuçlar değerlendirildiğinde sinyal kalitesi olarak, önerilen yöntemlerin her katılımcı için sonuca büyük bir olumlu etkisinin olduğu görülmektedir. Nabız sayısı ölçüm sonucundaki başarı değerlendirildiğinde ise çoğunluk katılımcıda sonuç hatalarını ciddi şekilde düşürdüğü gözlenmiştir.



Şekil 51. Çalışmada önerilen tüm yaklaşımların SNR değerine katkısı



Şekil 52. Çalışmada önerilen tüm yaklaşımların MAE değerine katkısı

Tüm nabız çıkarma yöntemleri için 16 katılımcıdan alınan toplam 80 dakika ve 240.000 görüntü karesinden oluşan veriler üzerinde yapılan testlerin ortalaması alındığında Tablo 11 oluşturulmaktadır.

Sonuçlar değerlendirildiğinde POS yönteminde önerilen yaklaşımlar kullanılarak elde edilen SNR değeri 2,064 dB artarak 0,070 dB değerinden 2,314 değerine çıkmıştır. MAE değeri de 1,085 BPM azalarak 4,283'ten 3,198'e düşmüştür. Benzer şekilde MAPE değeri de %6,161'den %4,671 değerine düşmüştür.

Diğer yöntemlerin sonuçları değerlendirildiğinde önerilen yaklaşımlarla CHROM yönteminde SNR değerinde 1,295 dB artış, MAE değerinde ise 4,256 BPM azalma gözlemlenmiştir. Benzer şekilde GR yönteminde SNR değerinde 1,195 dB artma, MAE değerinde 2,646 BPM azalma gözlemlenmiştir.

Bu sonuçlardan farklı olarak G yönteminde SNR değeri 0,651 dB azalma gösterirken MAE değeri de 2,887 dB artmıştır.

Tüm sonuçlar ele alındığında önerilen yaklaşımlar nabız sinyali çıkarma algoritmasına eklendiğinde literatürdeki en kabul edilen yöntemlerden olan POS, CHROM ve GR yöntemleri üzerinde hem sinyal kalitesini hem de ölçüm sonucu başarısını ciddi anlamda olumlu etkilediği gösterilmiştir.

Tablo 11. Önerilen yöntemlerin tüm nabız sinyali çıkarma yöntemleri üzerindeki katkısı

	POS	CHROM	GR	G
Çalışma Sonuçları SNR (dB)	2,314	-1,635	-2,267	-5,238
Normal Sonuçlar SNR (dB)	0,070	-2,930	-3,462	-4,587
Çalışma Sonuçları MAE (BPM)	3,198	8,194	8,571	18,802
Normal Sonuçlar MAE (BPM)	4,283	12,450	11,217	15,915
Çalışma Sonuçları MAPE (%)	4,671	11,605	11,993	26,566
Normal Sonuçlar MAPE (%)	6,161	18,494	16,278	22,716

Burada sadece G yönteminde, önerilen yaklaşımlarla sonuçlar daha kötü hale gelmiştir. Bunda da sinyal gürültü oranının -4,587 gibi oldukça küçük bir değer çıkması gürültünün nabız sinyalinden 4,5 kat daha fazla olduğunu göstermektedir. Bu yüzden bu veri

seti üzerinde G yöntemi çok fazla gürültü ürettiğinden önerilen yaklaşımlara olumlu cevap veremediği düşünülmektedir.

Elde edilen nabız sinyalinin nabız sayımı yapılması adına literatürde en çok kullanılan yöntem olan Fourier Dönüşümüne alternatif Geliştirilmiş Tepe Sayımı yöntemi önerilmiştir. Sonuç başarısı anlamında Fourier dönüşümüne göre daha iyi sonuç vermese de işlem karışıklığı daha az olduğundan gerçek zamanlı çalışmalarda kullanılabilir bir alternatiftir.

Nabız sinyali çıkarma ve nabız sayısı hesaplama işlemleri; görüntülerin ön işlemlerden geçirilmesi, yüz bölgesinin bulunması, nabız sinyalinin bulunması gibi birçok adımdan oluşan bir algoritmadır. POS yöntemi ve önerilen yaklaşımlarla birlikte oluşturulan algoritmada DEAP veri seti üzerinde ortalama 3,198 BPM hata ile nabız ölçümü yapılabilmektedir.

Bu çalışmada ayrıca görüntü çözünürlüklerinin nabız sinyaline etkisi incelenmiş olup özellikle POS ve CHROM yöntemlerinde çözünürlüğün küçülmesinin sinyal kalitesine büyük bir etkisinin olmadığı, G ve GR yöntemlerinde çözünürlük çok küçüldüğünde az da olsa sinyal kalitesini olumsuz anlamda etkilediği gösterilmiştir.

Bunun yanında bu çalışmada video sıkıştırma formatları ve bit hızları ile ilgili de bir çalışma yapılmış olup buradaki değişimlerin sinyal kalitesine etkisi gösterilmiştir. Aynı veri boyutundaki H.264, H.265 ve M. JPEG Avi sıkıştırma yöntemleri karşılaştırılmış olup M. JPEG Avi yönteminin görüntü kalitesi diğerlerine göre daha kötü olmasına rağmen sinyal kalitesinin daha iyi çıktığı ve video bit hızındaki düşüşlerden daha az etkilendiği gösterilmiştir. Bunun yanında her 3 sıkıştırma yöntemi için de 100 kat gibi çok büyük sıkıştırma oranları kullanıldığında bile nabız sinyalinin H.264 ve H.265 sıkıştırma yöntemlerinde kalitesi biraz düşük olsa bile genel olarak başarılı bir şekilde elde edilebileceği gösterilmiştir. Bu sonuçlar doğrultusunda bu çalışmada kullanılan DEAP veri setinin sıkıştırılma yöntemi ve bit hızı nedeniyle nabız çıkarımı için zor bir veri seti olduğu da gösterilmiştir.

Son olarak gerçek zamanlı bir uygulama tasarlama amacıyla yapılan bu çalışmada gerçek zamanlı uygulamanın gerçek zamanda çalışabilmesi adına gerekli hızlandırılma çalışmaları yapılmış olup gerçek zamanda başarıyla çalışabilecek bir uygulama tasarlanmıştır.

4. ÖNERİLER

Temassız nabız sinyali çıkarma çalışmaları son yılların popüler konularından biri olup geliştirilmeye oldukça açık bir çalışma alanıdır. Bu çalışmada elde edilen tecrübeler doğrultusunda daha başarılı nabız sinyali çıkarma adına çeşitli öneriler sunulmuştur.

Nabız sinyalini daha iyi çıkarma adına ten bölgesi tespitinde çeşitli geliştirmeler yapılabilir. Öz kalite değeri yüksek olan alın bölgesinin kapalı olup olmadığı bulunarak elmacık kemiklerinden çıkarılan yüz bölgesi ortalamasına alın bölgesi de dahil edilebilir. Ayrıca farklı renk uzayları kullanılarak ten rengini doğru tespit etme adına başarılı sonuçlar alınabilir. Ayrıca derin öğrenme teknikleri de yine bu problemde başarılı sonuçlar üretme potansiyeline sahiptir.

Kişilerin yüz maskesine eğer boğaz bölgesi açıksa o bölge de eklenerek sinyal daha iyi hale getirilebilir.

Yüz ve el dışında diğer nabız sinyali çıkarılabilecek vücut bölgelerinden çıkarılan nabız sinyalleri arasındaki faz farkına bakılarak kişilerde hastalık tespitleri yapılabilir.

Normal RGB kameralar yerine nabız sinyalini daha iyi bulma adına belli dalga boyları için özelleştirilmiş kamera donanımı da tasarlanabilir.

Nabız sinyali tespiti ile kişilerde gerçek zamanlı canlılık ve sahtelik tespiti yapılabilir. Yüz tanıma sistemlerinde kişilerin fotoğraflarını da gerçek kişiymiş gibi tanıma problemleri iPPG çıkarma algoritmalarıyla çözülebilir.

5. KAYNAKLAR

1. Zijlstra, W. G. ve Buursma A., Spectrophotometry of Hemoglobin: Absorption Spectra of Bovine Oxyhemoglobin, Deoxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin, Comperative Biochemistry and Physiology, 118B, 4 (1997) 743–749.
2. <http://mesutpiskin.com/blog/renk-uzaylari.html>, Renk Uzayları, 17 Mayıs 2019.
3. Gonzalez, R. C., Digital Image Processing, 2009.
4. Viola, P. ve Jones, J. J., Robust Real-Time Face Detection, International Journal of Computer Vision, 57, 2 (2004) 137-154.
5. Kazemi, V., ve Sullivan, J., One Millisecond Face Alignment with an Ensemble of Regression Trees, IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Haziran 2014, Ohio, 1867-1874.
6. Verkruysse, W., Svaasand, L. ve Nelson, S., Remote Plethysmographic Imaging Using Ambient Light, Opt. Express, 16, 26 (2008) 21434-21445.
7. Li, X., Chen, J., Zhao, G. ve Pietikainen, M., Remote Heart Rate Measurement from Videos Under Realistic Situations, IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Haziran 2014, Ohio/ABD, 4264-4271
8. Kumar, M., Veeraraghavan, A. ve Sabharval A., DistancePPG: Robust Non-contact Vital Signs Monitoring Using a Camera, Biomed. Opt. Express, 6, 5 (2015), 1565-1588
9. Hülbusch, M, An Image-based Functional Method for Opto-electronic Detection of Skin Perfusion, Doktora Tezi, RWTH Aachen Üniversitesi, Aachen/Almanya, 2008.
10. Lewandowska, M., Ruminski, J., Kocejko, T. ve Nowak J., Measuring Pulse Rate with a Webcam – a Non-contact Method for Evaluating Cardiac Activity, Federated Conference on Computer Science and Informations Systems, Eylül 2011, Szczecin/Polonya, 405-410.
11. Poh, M., McDuff, D. ve Picard, R., Advancements in Noncontact, Multiparameter Physşiological Measurements Using a Webcam, IEEE Transactions on Bio-medical Engineering, 58, 1 (2011) 7-11

12. Haan, G. ve Leest, A., Improved Motion Robustness of Remote PPG by Using The Blood Volume Pulse Signature, Physiol. Meas., 35, 9 (2014) 1913-1922.
13. Haan, G. ve Jeanne, V., Robust Pulse Rate from Chrominance-Based rPPG, IEEE Trans. Biomed. Eng., 60, 10 (2013) 2878-2868.
14. Wang, W., Stuijk, S. ve Haan, G., A novel Algorithm for Remote Photoplethysmography: Spatial Subspace Rotation, IEEE Trans. Biomed. Eng., 63, 9 (2016) 1974-1984.
15. Wang, W., Brinker, A., Stuijk, S. ve Haan, G., Algorithmic Principles of Remote PPG, IEEE Trans. Biomed. Eng., 64, 7 (2017) 1479-1491.
16. <https://www.itl.nist.gov/div898/handbook/pmd/section1/pmd144.htm>, LOESS, 17 Mayıs 2019.
17. Unakafov, A., Pulse Rate Estimation Using Imaging Photoplethysmography: Generic Framework and Comparison of Methods on a Publicly Available Dataset, Biomed. Phys. Eng. Express, 4, 4 (2018) 045001.
18. Rodrigez, A. M. ve Ramos-Castro, J., Video Pulse Rate Variability Analysis in Stationary and Motion Conditions, BioMed Eng OnLine, 17,11 (2018) 12938.
19. Koelstra, S., Mühl, C., Soleymani, M., Lee, J., Yazdani, A., Ebrahimi, T., Pun, T., Nijholt, A. ve Petras, L., DEAP: A Database for Emotion Analysis Using Physiological Signals, IEEE Transactions of Affective Computing, 3, 1 (2012) 18-31.
20. https://www.pyimagesearch.com/wp-content/uploads/2017/04/facial_landmarks_68_markup.jpg, 17 Mayıs 2009.
21. Shi, J. ve Tomasi, C., Good Features to Track, Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Haziran 1994, 593–600.
22. Zamuner, L., Bailly, K. ve Bigorgne, E., A Pose-Adaptive Constrained Local Model for Accurate Head Pose Tracking, 22nd International Conference on Pattern Recognition, 2014, 2525-2530.
23. Tsouri, G. R. ve Li, Z., On the Benefits of Alternative Color Spaces for Non-Contact Heart Rate Measurements Using Standard Red-Green-Blue Cameras, J. Biomed. Opt., 20, 4 (2015) 048002.

24. Zaunseder, S., Trumpp, A. Ve Wedekind, D., Cardiovascular Assessment by Imaging Photoplethysmography – A Review, *Biomedizinische Technik*, 63, 5 (2018) 617-634.
25. Christinaki, E., Giannakakis, G., Chiarugi, F., Padiaditis, M., Iatraki, G., ve Manousos, D., Comparison of Blind Source Separation Algorithms for Optical Heart Rate Monitoring, 4th Int. Conf. Wirel. Mob. Commun. Healthc. – “Transforming Healthc. through Innov. Mob. Wirel. Technol., 2014, Atina/Yunanistan, 339–342.
26. Holton, B., D., Mannapperuma, K., Lesniewski, P., J. ve Thomas, J., C., Signal Recovery in Imaging Photoplethysmography, *Physiol Meas*, Ekim 2013, 1499–1511.



ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Trabzon'da doğdu. İlk öğrenimini Mimar Sinan İlköğretim Okulu, Lise öğrenimini ise Trabzon Kanuni Anadolu Lisesinde tamamladı. 2010 yılında 1 yıl İngilizce hazırlık öğrenimi gördükten sonra Ankara Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü'nde Lisans Programına başladı ve 2016 yılında mezun oldu. Aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başladı. 2017 yılı Nisan ayından beri Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilişim Sistemleri Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır. Yabancı dil olarak iyi seviyede İngilizce bilmektedir.