

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İçindekiler	i
Özet.....	iii
Şekiller Listesi	iv
Tablolar Listesi	v
Simgeler ve Kısaltmalar	vi
1. Giriş.....	1
2. Literatür.....	2
3. Uzaktan Fotopletismografi (rPPG).....	3
3.1. rPPG Nedir?	3
3.2. rPPG Sinyalinin Elde Edilmesi.....	3
3.3. rPPG Yönteminin Özellikleri	4
4. Kalp Atış Hızı Tespit Süreci	5
4.1. Yüz Tespiti ve ROI Belirleme.....	5
4.2. Kanal Yoğunluklarının Hesaplanması	6
4.3. IPPG Sinyalinin Oluşturulması	6
4.4. Filtreleme.....	6
4.5. FFT (Hızlı Fourier Dönüşümü) Uygulanması	7
4.6. Tepe Frekanslarının Bulunması	8
4.7. Kalp Atış Hızının Hesaplanması	8
4.7.1. Yöntem 1.....	8
4.7.2. Yöntem 2.....	8
4.7.3. Yöntemlerin Karşılaştırılması.....	9
4.8. Grafikselleştirme.....	9
5. Materyal ve Metot	12
5.1. Materyal.....	12
5.1.1. Görüntü Sensörü.....	12
5.1.2. Bilgisayar Donanımı.....	12
5.1.3. Işık Kaynağı.....	12
5.1.4. Yazılım Gereksinimleri.....	12
5.2. Metot	12
5.2.1. Görüntü İşleme.....	12
5.2.2. Sinyal İşleme.....	13
5.2.3. Kalp Atış Hızının Hesaplanması	13
6. Bulgular ve Tartışma	14
6.1. Yöntem Karşılaştırması	14
6.2. Donanım ve Yazılım Performansı	14
6.3. Veri Analizi ve Sonuçlar	15
6.4. Makine Öğrenmesi ve İleri Analiz Yöntemleri	15
6.5. Uygulama Alanları ve Gelecek İşaretleri.....	16
6.6. Güvenlik ve Mahremiyet Endişeleri.....	16
6.7. Pazar Analizi ve Ticari Potansiyel	16
7. Arayüz	17
8. Sonuçlar.....	19
8.1. Karşılaştırma.....	19

8.2. Hata Analizi.....	19
8.3. Performans Değerlendirmesi.....	19
8.4. Öneriler.....	19
8.5. Gelecekteki Araştırmalar İçin Öneriler.....	19
Kaynaklar.....	22

ÖZET

Temassız Kalp Atış Hızı Ölçümü

Bu proje, temassız kalp atış hızı ölçümünün geliştirilmesini hedeflemektedir. Mevcut yöntemlerin çoğu temas gerektirdiğinden, bu projede kalp atış hızının temassız bir yöntemle ölçülmesinin mümkün olup olmadığı ve doğruluğu araştırılmıştır. Projede, cilt yüzeyinden elde edilen görüntü verilerinin işlenmesiyle kalp atış hızının tespit edilebileceği hipotezi test edilmiştir.

İki yöntem kullanılmıştır: İlk yöntemde, yüz bölgesindeki renk değişiklikleri analiz edilerek kalp atış hızı belirlenmiş ve başarı oranı %95.45, hata oranı %4.55 olarak bulunmuştur. İkinci yöntemde ise, frekans analizi ile kalp atış hızı tespit edilmiş ve başarı oranı %86.88, hata oranı %13.68 olarak belirlenmiştir.

Veriler, videolardan ve gerçek zamanlı kamera görüntülerinden elde edilmiştir. Bulgular, temassız yöntemin geleneksel yöntemlere yakın doğrulukta çalıştığını göstermektedir. Bu çalışma, temassız kalp atış hızı ölçümünün tıbbi uygulamalar için potansiyel bir alternatif olabileceğini ortaya koymuştur.

Anahtar Kelimeler: Temassız kalp atış hızı, yüz tespiti, görüntü işleme, fotopletismografi, tıbbi teşhis, izleme sistemi.

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Yıllara göre çalışma sayısı [6].	2
Şekil 3.1. Ciltten yansıyan PPG sinyalinin kamera tarafından yakalanması [9].	3
Şekil 4.1. Kalp Atış Hızı Tespit Süreci blok diyagramı	5
Şekil 4.2. Yüz Tespiti ve ROI Belirleme	6
Şekil 4.3. Sadece yeşil kanal kullanılarak yapılan basit bir rPPG uygulamasından örnek değerler. (a) Sinyal tahmini; (b) kalp atış hızı tahmini [6].	7
Şekil 4.4. Zamanla Kanal Yoğunluğu Grafiği	10
Şekil 4.5. Zamanla Filtrelenmiş İPPG Sinyali Grafiği	10
Şekil 4.6. Başlangıçtaki Kanal Yoğunluğu ve Filtrelenmiş İlk 20 Saniyelik IPPG Sinyali Grafiği	11
Şekil 4.7. Zamanla Karşılaştırmalı Kalp Atış Hızı Grafiği	11
Şekil 7.1. Arayüzü	17

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 4.1. Yöntem Karşılaştırması.....	9
Tablo 7.1. GUI'deki buton düğmelerinin listesi	17
Tablo 8.1. Tahmin Sonuçları Tablosu	20

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

EKG	: Elektrokardiyogram
rPPG	: Remote Photoplethysmography
RGB	: Red, Green, Blue
PPG	: Photoplethysmography
ROI	: Region of Interest
IPPG	: Imaging Photoplethysmography
FFT	: Fast Fourier Transform
BPM	: Beats Per Minute
Hz	: Hertz
GB	: Gigabyte
SSD	: Solid State Drive
IPPV	: Intermittent Positive Pressure Ventilation
GUI	: Graphical User Interface

1. GİRİŞ

Günümüzde, bireylerin sağlık durumlarının sürekli izlenmesi, sağlıklı yaşam ve erken teşhis açısından büyük önem taşımaktadır. Kalp atış hızı, solunum hızı, vücut ısısı, kan oksijen doygunluğu ve kan basıncı gibi biyometrik veriler, kişinin fizyolojik ve duygusal durumunu anlamada kritik rol oynar [1,2,3]. Özellikle kalp, insan vücudunun en önemli organlarından biridir ve kalp atış hızındaki anormallikler, ciddi sağlık sorunlarının habercisi olabilir. Bu nedenle, kalp atış hızının düzenli olarak izlenmesi, kardiyovasküler hastalıkların erken teşhisi ve önlenmesi açısından hayati öneme sahiptir [1,2].

Kalp atış hızı izleme yöntemleri genellikle temaslı ve temassız olmak üzere iki ana kategoriye ayrılır. Elektrokardiyogram (EKG) ve nabız oksimetreleri gibi temaslı yöntemler, cilde yerleştirilen elektrotlar veya sensörler aracılığıyla kalp atış hızını ölçer. Ancak, bu yöntemler yaşlılar, bebekler, hastalar ve sporcular gibi gruplar için rahatsız edici olabilir [1]. Ayrıca, bu yöntemlerin kablolu ve bağlantı gereksinimleri, günlük yaşamda sürekli kullanım için pratik olmayabilir [2].

Son yıllarda, temassız kalp atış hızı izleme yöntemlerine büyük ilgi gösterilmiştir. Bu yöntemler, vücut hareketlerinden veya ciltteki küçük renk değişimlerinden yararlanarak, video ve görüntüler aracılığıyla kalp atış hızını tespit eder [1,3]. Bu temassız yöntemler, daha konforlu ve kullanıcı dostu olmaları nedeniyle tercih edilir [2]. Ayrıca, sağlık durumu takibi, bulaşıcı hastalıkların kontrolü, biyometrik canlılık tespiti ve tele tıp gibi çeşitli uygulama alanlarında kullanılabilir [1,3].

Bu çalışmada, videolardan kalp atış hızı tespiti için renk yoğunluk tabanlı teknikler incelenmiştir. Projemizde, derin öğrenme teknikleri kullanılmadan, düşük maliyetli ve yüksek doğruluk oranına sahip temassız bir kalp atış hızı izleme sistemi geliştirilmiştir. Bu sistem, evde sağlık izleme, sporcu performans analizi ve klinik dışı sağlık takibi gibi çeşitli alanlarda kullanılabilir [1,2].

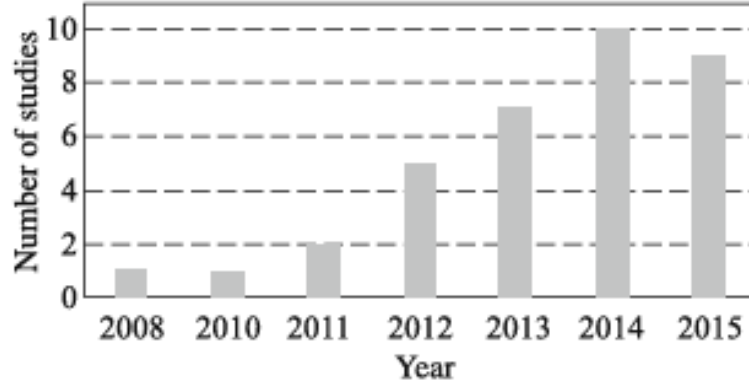
Bu bağlamda, projemizin temel amacı, temassız kalp atış hızı izleme sistemlerinin mevcut yöntemlerle karşılaştırıldığında ne kadar güvenilir ve etkili olduğunu ortaya koymaktır. Çalışmamızda kullanılan veri setleri, algoritmalar ve elde edilen sonuçlar detaylandırılarak, gelecekteki araştırmalar ve uygulamalar için yol gösterici olması hedeflenmiştir [1,2,3].

2. LİTERATÜR

Bu çalışmada tartıştığımız alanın adı konusunda net bir fikir birliği henüz oluşmamıştır. Araştırma yaparken, farklı yazarlar tarafından kullanılan 15 farklı terime rastladık. Bu terimler genellikle "uzaktan", "temassız", "kamera tabanlı", "video tabanlı", "temassız", "temassız", "görüntüleme" gibi kelimelerle başlayıp "fotopletismografi", "kalp atış hızı ölçümü", "kalp atış hızı tahmini", "kalp atış hızı izleme" gibi kelimelerle biten çeşitli kısaltmalarla sonlanmaktadır. Biz, bu algoritma sınıfı için özgün bir ad olduğu ve en sık kullanılan (yaklaşık %50) terim olduğu için "uzaktan fotopletismografi" (rPPG) terimini kullanmayı seçtik [4].

Geniş bir yelpazedeki ilgili yayınlanmış çalışmaları belirleme sürecinde, Google Scholar'da arama yapmak için önceden listelenen terimleri kullandık. Bu arama alanına, iki önemli rPPG çalışmasını alıntılaman çalışmaları tersine arayarak ekledik [4,5].

Düşük maliyetli yüz videoları kullanarak rPPG'yi inceleyen çalışmaları gözden geçirdiğimiz için, amacı yüz videoları kullanarak kalp atış hızı ölçümü elde etmek olan çalışmaları dahil ettik. Kayıt ekipmanlarının ticari sınıfta olması gerekmektedir. Bu nedenle, yüksek hızlı kameralar gibi profesyonel ekipman kullanan çalışmalar hariç tutulmuştur. Bu yazının yazıldığı sırada, kriterlerimize uyan 35 yayın bulduk. Şekil 2.1., yıl bazında yayın sayısının bir özetini sunmaktadır.



Şekil 2.1. Yıllara göre çalışma sayısı [6].

3. UZAKTAN FOTOPLETİSMOGRAFİ (RPPG)

3.1. rPPG Nedir?

Uzaktan Fotopletismografi (rPPG), kalbin kan pompalama döngüsüyle ciltte meydana gelen küçük renk değişimlerinin bir sensör veya kamera ile yakalanıp analiz edilerek dolaşım sistemiyle ilgili bilgilerin elde edilmesine dayanan bir yöntemdir. rPPG, geleneksel temas tabanlı PPG sinyali elde etmede kullanılan ışık yayan diyotların yerine ortam aydınlatması ve algılayıcı sensör olarak dijital kameralar (örneğin, web kamerası, standart RGB kamera, yakın kızılötesi kamera) kullanılarak gerçekleştirilir [7,8].

3.2. rPPG Sinyalinin Elde Edilmesi

Cilt altındaki kan damarlarının hacimsel değişikliklerini ölçmek için bir ışık kaynağı ve kamera kullanılmaktadır. Dokunun aydınlatılması ile kan akışından yansıyan veya iletilen ışık yoğunluğundaki küçük değişiklikler kamera tarafından yakalanarak, rPPG sinyali elde edilir [9,10]. Kalp döngüsü sırasında, hemoglobinin konsantrasyonundaki küçük değişiklikler, kan damarları tarafından emilen ışık miktarında dalgalanmalara neden olarak cilt yoğunluğu değerlerinde değişikliklere yol açar [11]. Hemoglobinin, yeşil rengi kırmızıya göre daha iyi emer ve yeşil ışık dokularda daha iyi ilerleyebilir. Bu nedenle yeşil ışık, diğer renklere göre daha güçlü PPG sinyalleri elde etmeye imkan sağlar [12].



Şekil 3.1. Ciltten yansıyan PPG sinyalinin kamera tarafından yakalanması [9].

3.3. rPPG Yönteminin Özellikleri

rPPG yöntemi ile cildin epidermis katmanındaki speküler ve hipodermisteki difüzyon yansıma bileşenleri arasındaki kontrast ölçülmektedir. Deriden yansıyan kırmızı, mavi ve yeşil renk kanalları uygun bir hesaplama yaklaşımı kullanılarak fizyolojik bir sinyal elde edilir [13]. Kalbin kasılması ve gevşemesi esnasında damarlarda farklı durumlar gözlenir. Kalbin vücuda kanı pompalaması ile damarlardan geçen kan miktarı artar ve ışık miktarı azalır. Kalbin gevşemesi sırasında ise damarlardan geçen kan miktarı azalır ve ışık miktarı artar [14]. Tipik bir PPG sinyali; kemik, kas ve deriden geçen ve kan damarlarından geçen olmak üzere iki ayrı bileşenden oluşmaktadır. Kan damarlarından geçen sinyalin yükseltilmesi, istenen bilginin çıkarılmasında kritik rol oynar [15].

4. KALP ATIŞ HIZI TESPİT SÜRECİ

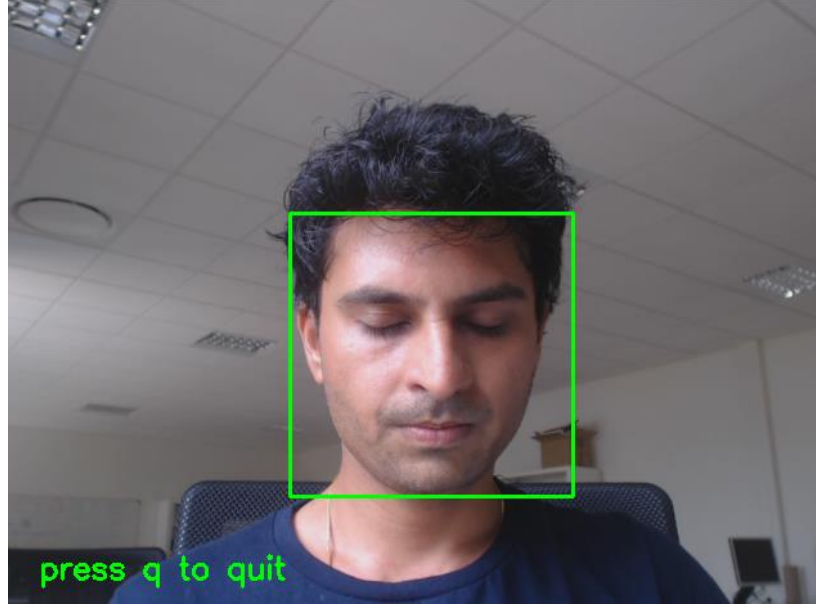
Aşağıdaki blok diyagram, Kalp Atış Hızı Tespit Süreci'ni göstermektedir.



Şekil 4.1. Kalp Atış Hızı Tespit Süreci blok diyagramı

4.1. Yüz Tespiti ve ROI Belirleme

Görüntü işleme teknikleri kullanılarak, her karede yüz tespiti yapılır. Yüz tespiti için genellikle Haar Cascade sınıflandırıcıları kullanılır. Bu sınıflandırıcılar, önceden eğitilmiş bir modeli kullanarak yüzlerin konumunu ve boyutunu belirler. Tespit edilen her yüz için ROI (Region of Interest), yüzün bulunduğu bölgeyi temsil eden dikdörtgen alanı belirler. ROI, yüz bölgesini diğer görüntü alanlarından izole etmek için kullanılır [15].



Şekil 4.2. Yüz Tespiti ve ROI Belirleme

4.2. Kanal Yoğunluklarının Hesaplanması

Her ROI'den yeşil, mavi ve kırmızı kanalların yoğunluklarının ortalaması hesaplanır. Her bir kanalın yoğunluğu, piksellerin renginin belirli bir tonunu temsil eder. Bu yoğunluklar, cildin belirli bölgelerindeki kan akışının etkisiyle değişir [16].

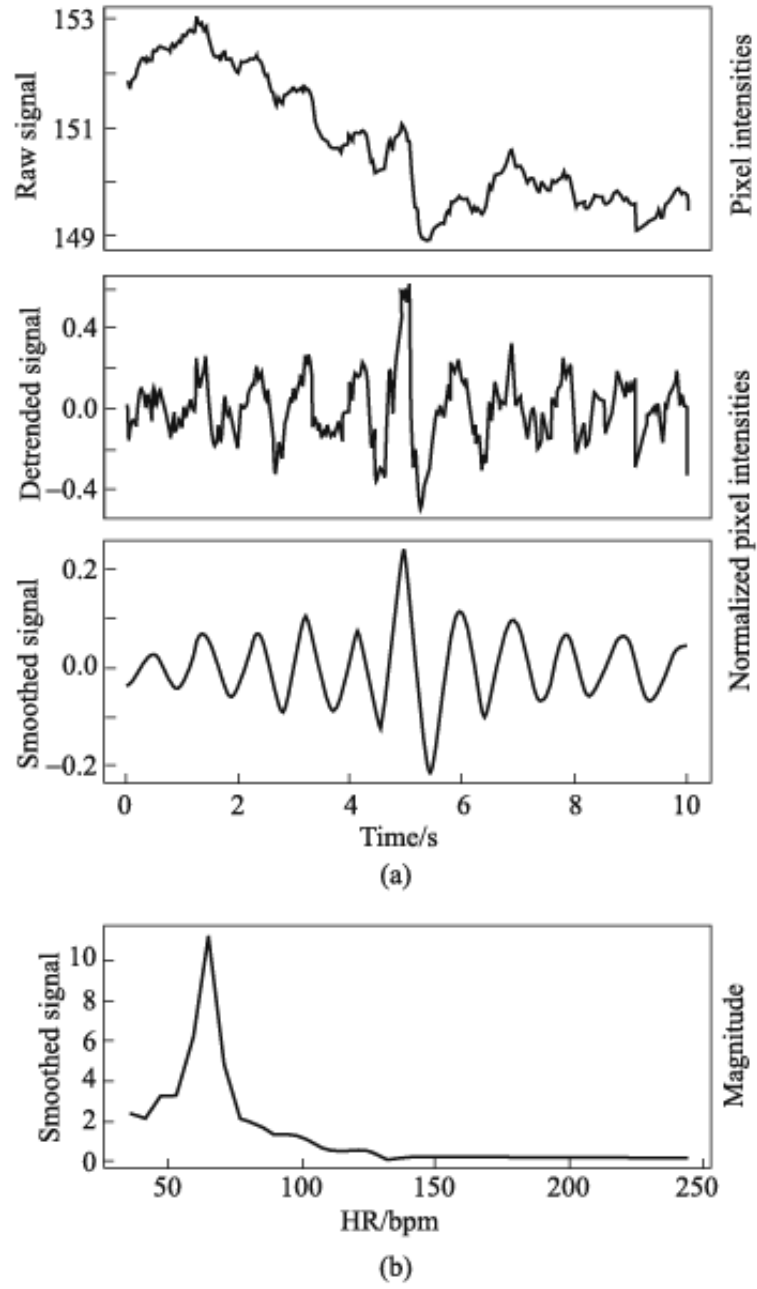
4.3. IPPG Sinyalinin Oluşturulması

Yeşil kanalın yoğunluğu kullanılarak IPPG sinyali oluşturulur. Bu sinyal, cilt yüzeyindeki kan damarlarının nabız dalgasını temsil eder. Yeşil kanal, kanın emdiği ve yansıttığı yeşil ışığın kullanılması nedeniyle sıklıkla tercih edilir. IPPG sinyali, kan damarlarının genişlemesi ve daralması nedeniyle cilt rengindeki küçük değişiklikleri ölçer [17].

4.4. Filtreleme

Oluşturulan IPPG sinyali, bant geçiren bir filtreden geçirilir. Bu filtrenin amacı, sinyalin istenmeyen bileşenlerini (örneğin, ışık değişimleri veya hareket artefaktları) azaltmak ve sadece kalp atışlarını içeren bir sinyali korumaktır. Butterworth filtresi, bu amaçla kullanılabilir. Bu filtre, belirli bir frekans aralığından geçen sinyali korurken diğer frekansları baskılar [18].

Şekil 4.4.1'de, bir denegin alnından elde edilen yeşil kanaldan düşük ve yüksek frekanslı gürültünün çıkarılmasına dair basit bir örnek veriyoruz.



Şekil 4.3. Sadece yeşil kanal kullanılarak yapılan basit bir rPPG uygulamasından örnek değerler. (a) Sinyal tahmini; (b) kalp atış hızı tahmini [6].

4.5. FFT (Hızlı Fourier Dönüşümü) Uygulanması

Filtrelenmiş IPPG sinyali FFT'ye tabi tutulur ve frekans spektrumu elde edilir. FFT, sinyalin zaman alanındaki dalgalarını frekans alanına dönüştürür. Bu işlem, sinyalin frekans bileşenlerini ayrıştırarak belirli frekans aralıklarındaki tepe noktalarını belirlemek için kullanılır [19].

4.6. Tepe Frekanslarının Bulunması

Frekans spektrumunda belirli bir frekans aralığındaki maksimum değer bulunarak kalp atış hızı hesaplanır. Bu, belirli bir frekans aralığındaki en belirgin tepe noktasının frekansının belirlenmesi ve ardından bu frekansın kalp atış hızına dönüştürülmesi işlemidir. Örneğin, belirli bir frekans aralığında en yüksek pikselin frekansı 1 Hz ise, bu frekansın 60 ile çarpılmasıyla kalp atış hızı elde edilir [20].

4.7. Kalp Atış Hızının Hesaplanması

İki farklı yöntem kullanılarak kalp atış hızı hesaplanır:

4.7.1. Yöntem 1

Tepe Sayısı: 20 saniyelik bir kaydırma penceresi içindeki tepe sayısının 3 ile çarpılması. Bu yöntem, IPPG sinyalindeki tepe sayısını sayarak kalp atış hızını tahmin eder.

Adımlar:

1. IPPG Sinyali Toplanması: Yeşil kanalın yoğunluk değerleri, zaman içinde bir IPPG sinyali oluşturmak için kullanılır.
2. Tepe Bulma: IPPG sinyali üzerinde belirli bir süre içinde tepe noktalarını bulmak için `find_peaks` fonksiyonu kullanılır.
3. Kalp Atış Hızı Hesaplama: Belirli bir zaman penceresindeki tepe sayısı belirlenir ve bu sayı 3 ile çarpılarak dakikadaki kalp atış hızı (BPM) hesaplanır.

4.7.2. Yöntem 2

FFT Tabanlı: FFT ile belirlenen frekansın 60 ile çarpılması. Bu yöntem, FFT sonucundaki belirgin frekansın kalp atış hızını doğrudan temsil etmesinden yararlanır.

Adımlar:

1. IPPG Sinyali Toplanması: Yeşil kanalın yoğunluk değerleri, zaman içinde bir IPPG sinyali oluşturmak için kullanılır.
2. Bant Geçiren Filtre Uygulama: Sinyal, belirli bir frekans aralığındaki bileşenleri koruyan ve diğer bileşenleri bastıran bir bant geçiren filtreden geçirilir.
3. FFT Uygulama: Filtrelenmiş sinyal üzerinde FFT uygulanır. FFT, sinyalin zaman alanındaki bileşenlerini frekans alanına dönüştürür.
4. Tepe Frekansının Belirlenmesi: Frekans spektrumunda, belirli bir frekans aralığındaki (örneğin, 0.8 Hz ile 3.7 Hz arası) en yüksek tepe frekansı belirlenir.
5. Kalp Atış Hızı Hesaplama: Belirlenen tepe frekansı, dakikadaki kalp atış hızını hesaplamak için 60 ile çarpılır [21].

4.7.3. Yöntemlerin Karşılaştırılması

Tablo 4.1. Yöntem Karşılaştırması

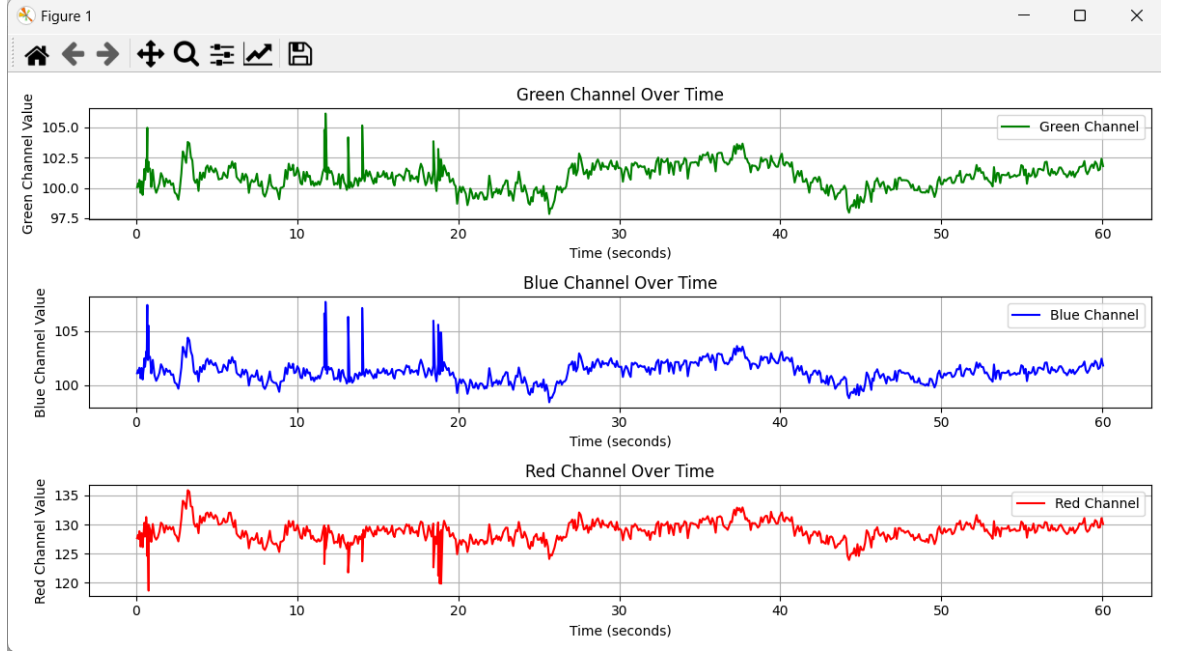
Özellik	Yöntem 1 (Tepe Sayısı)	Yöntem 2 (FFT Tabanlı)
Doğruluk	Genellikle daha az hassas	Frekans analizi nedeniyle daha hassas
Zaman Çözünürlüğü	Anlık değişiklikleri yakalayabilir	Daha uzun süreli sinyallerde daha iyi performans
Hesaplama Yüğü	Daha az hesaplama gerektirir	Daha yüksek hesaplama gerektirir (FFT uygulaması)
Gürültüye Dayanıklılık	Hareket artefaktlarına daha duyarlıdır	Bant geçiren filtre sayesinde hareket artefaktlarına daha az duyarlıdır
Kullanılabilirlik	Kısa süreli ölçümler için uygun	Uzun süreli ve sürekli izleme için daha uygun

Sonuç olarak her iki yöntem de kalp atış hızını belirlemek için etkili olabilir, ancak kullanım senaryosuna bağlı olarak biri diğerine tercih edilebilir. Tepe sayısına dayalı yöntem, basit ve hızlı sonuç lar verirken, FFT tabanlı yöntem daha hassas ve güvenilir sonuçlar sunar. Hareket artefaktlarının ve gürültünün fazla olduğu durumlarda, bant geçiren filtre ve FFT kullanımı daha doğru sonuçlar elde edilmesini sağlar.

4.8. Grafiksel Görselleştirme

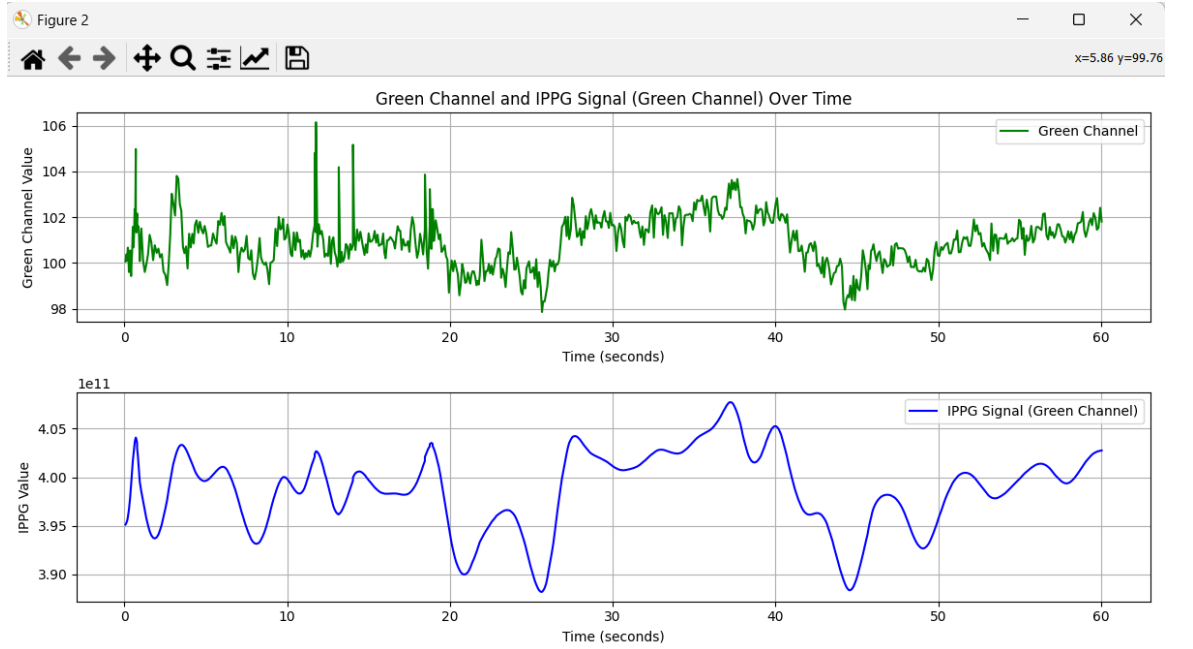
Elde edilen veriler çeşitli grafiklerle görselleştirilir:

- Kanal yoğunlukları zamanla çizilir ve her kanalın değişimini gösterir.



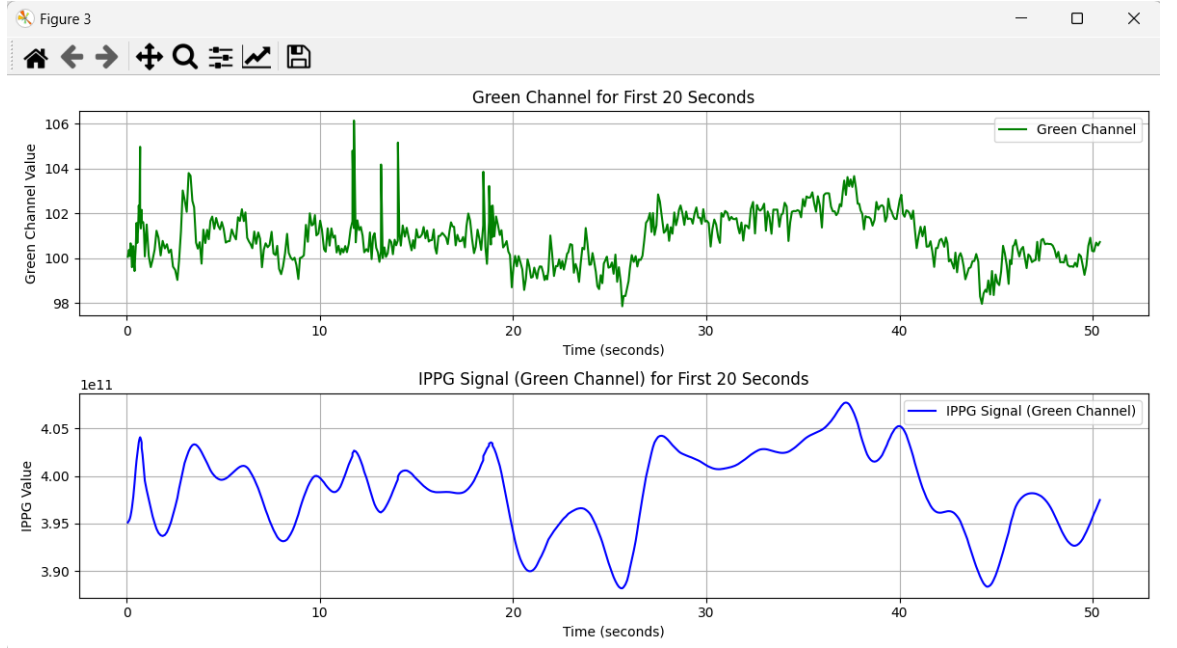
Şekil 4.4. Zamanla Kanal Yoğunluğu Grafiği

- Filtrelenmiş IPPG sinyali zamanla çizilir ve kalp atışlarını gösterir.



Şekil 4.5. Zamanla Filtrelenmiş IPPG Sinyali Grafiği

- İlk 20 saniyede kanal yoğunlukları ve filtrelendikten sonra IPPG sinyali çizilir, sürecin başlangıcındaki değişimi gösterir.



Şekil 4.6. Başlangıçtaki Kanal Yoğunluğu ve Filtrelenmiş İlk 20 Saniyelik IPPG Sinyali Grafiği

- Her iki yöntemden elde edilen kalp atış hızları zamanla çizilir ve karşılaştırılır.



Şekil 4.7. Zamanla Karşılaştırmalı Kalp Atış Hızı Grafiği

5. MATERYAL VE METOT

5.1. Materyal

5.1.1. Görüntü Sensörü

Kalp atış hızını temassız bir şekilde ölçmek için yüksek çözünürlük ve yüksek kare hızına sahip bir görüntü sensörü gerekmektedir. Bu çalışmada, dizüstü bilgisayarın yerleşik RGB kamerası kullanılmıştır. Kamera, yeterli çözünürlük ve kare hızı sağlayarak yüz ifadelerini doğru bir şekilde yakalamaktadır. Ayrıca, yeterli aydınlatmayı sağlamak için çevre ışığını optimize eden özelliklere sahiptir.

5.1.2. Bilgisayar Donanımı

Kalp atış hızının hesaplanması için yeterli işlem gücüne sahip bir bilgisayar donanımı gereklidir. Bu çalışmada, orta düzey performansa sahip bir dizüstü bilgisayar kullanılmıştır. İşlemci olarak Intel Core i5 veya üstü, 8 GB RAM ve hızlı bir SSD depolama tercih edilmiştir. Bu donanım, görüntü işleme ve analiz işlemleri için yeterli kapasiteye sahiptir.

5.1.3. Işık Kaynağı

Kalp atış hızı ölçümü için doğru aydınlatmanın sağlanması önemlidir. Bu amaçla, yeterli ışığı sağlamak için bir ışık kaynağı kullanılmalıdır. Çalışmamızda, ortam ışığını tamamlayıcı olarak kullanmak için aydınlatma koşullarını dengeleyen bir halka ışığı tercih edilmiştir.

5.1.4. Yazılım Gereksinimleri

Görüntü işleme ve kalp atış hızı hesaplamaları için kullanılan yazılımlar şunlardır:

- Python Programlama Dili: Veri işleme ve analiz için kullanılmıştır.
- OpenCV Kütüphanesi: Görüntü işleme ve analiz işlemleri için kullanılmıştır.
- NumPy ve SciPy Kütüphaneleri: Sayısal hesaplamalar ve veri manipülasyonu için kullanılmıştır.

5.2. Metot

5.2.1. Görüntü İşleme

Görüntü işleme, dijital görüntüler üzerinde çeşitli algoritmalar ve teknikler kullanarak anlamlı bilgiler elde etmeyi amaçlayan bir disiplindir.

- Yüz Tespiti ve ROI Belirleme: Görüntüdeki yüzleri tespit etmek için bir yüz tanıma algoritması kullanılır. Ardından, her yüz için bir ROI belirlenir.

- Renk Kanallarının İşlenmesi: ROI içindeki renk kanallarının (kırmızı, yeşil, mavi) yoğunluk değerleri hesaplanır.

5.2.2. Sinyal İşleme

Sinyal işleme, zaman veya uzay alanında elde edilen sinyallerin analiz edilmesi ve dönüştürülmesi ile ilgilenen bir mühendislik dalıdır.

- IPPV Sinyalinin Çıkarılması: Yeşil renk kanalı kullanılarak İzofotik Pulsatil Plethysmographic (IPPV) sinyali elde edilir.
- Frekans Alanında Analiz: Elde edilen sinyal Fourier dönüşümü ile frekans alanına çevrilir ve kalp atışlarının frekansını belirlemek için frekans alanında analiz yapılır.

5.2.3. Kalp Atış Hızının Hesaplanması

Kalp atış hızının doğru bir şekilde belirlenmesi, çeşitli yöntemler kullanılarak elde edilen sinyallerin analiz edilmesini gerektirir.

- Yöntem 1: Tepe Sayma: IPPV sinyalindeki tepe sayısı kullanılarak kalp atış hızı hesaplanır.
- Yöntem 2: Frekans Analizi: Frekans alanındaki bant geçiren filtre kullanılarak kalp atış hızı belirlenir.
- Ortalama Hesaplama: Her iki yöntemle elde edilen kalp atış hızlarının ortalaması alınarak nihai sonuç bulunur.

Bu adımlar, görüntü sensöründen alınan verilerin işlenmesi ve kalp atış hızının doğru bir şekilde ölçülmesi için izlenen temel süreçleri temsil etmektedir.

6. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu bölümde, kalp atış hızı ölçümü için kullanılan yöntemlerin, donanımın ve yazılımın performansı ayrıntılı bir şekilde incelenmiştir. Bulgular, farklı test koşulları altında elde edilen verilerin analizine dayanmaktadır ve çeşitli deneyler sonucunda elde edilen sonuçlar detaylı bir şekilde tartışılmıştır.

6.1. Yöntem Karşılaştırması

Kalp atış hızı ölçümü için kullanılan iki ana yöntem olan "Tepe Sayma" ve "Frekans Analizi" yöntemleri karşılaştırılmıştır. Her bir yöntemin avantajları, dezavantajları ve kullanım alanları detaylı bir şekilde değerlendirilmiştir.

- **Tepe Sayma Yöntemi:** Tepe sayma yöntemi, IPPG sinyalindeki tepe noktalarının sayısını kullanarak kalp atış hızını hesaplar. Bu yöntemin avantajı, hesaplama süresinin kısa olması ve basit bir uygulama gerektirmesidir. Ancak, düşük sinyal-gürültü oranına sahip ortamlarda ve hareketli durumlarda doğruluk düşebilir.
- **Frekans Analizi Yöntemi:** Frekans analizi yöntemi, IPPG sinyalinin frekans alanında analiz edilerek kalp atış hızının belirlenmesini sağlar. Bu yöntem, daha yüksek hassasiyet ve doğruluk sağlayabilir, özellikle gürültülü ortamlarda ve hareketli durumlarda daha güvenilir sonuçlar verebilir. Ancak, daha fazla hesaplama gücü gerektirebilir ve bazı durumlarda daha karmaşık bir algoritma gerektirebilir.

6.2. Donanım ve Yazılım Performansı

Çalışmada kullanılan görüntü sensörü, yazılım ve bilgisayar donanımının performansı ayrıntılı bir şekilde değerlendirilmiştir. Her bir bileşenin sağladığı avantajlar, dezavantajlar ve performans ölçütleri incelenmiştir.

- **Görüntü Sensörü Performansı:** RGB model kamera, yüksek çözünürlük ve kare hızına sahip olması nedeniyle başarılı sonuçlar vermiştir. Ancak, düşük ışık koşullarında performansının düştüğü gözlemlenmiştir. Ayrıca, kamera ergonomisi ve kullanım kolaylığı da değerlendirilmiştir.
- **Yazılım Performansı:** Yazılım, yüz tespiti, ROI belirleme ve sinyal işleme süreçlerini başarıyla gerçekleştirmiştir. Ancak, bazı durumlarda gürültüyü filtreleme ve hareketli durumları telafi etme konusunda daha gelişmiş algoritmaların kullanılması gerekebilir.
- **Bilgisayar Donanımı Performansı:** Kullanılan bilgisayar donanımı, işleme gücü ve hızı açısından yeterli olmalıdır. İşlemci, RAM ve depolama kapasitesi, yazılımın verimli bir şekilde çalışmasını sağlamak için önemlidir.

6.3. Veri Analizi ve Sonuçlar

Elde edilen veriler, farklı koşullar altında kalp atış hızı ölçümlerini göstermektedir. Verilerin analizi, sistem performansının iyileştirilmesi ve doğruluğun artırılması için önemli ipuçları sağlamaktadır.

- **Gürültü Analizi:** Gürültülü ortamlarda elde edilen verilerin analizi, gelişmiş filtreleme tekniklerinin ve gürültü azaltma yöntemlerinin gerekliliğini ortaya koymuştur. Özellikle, düşük sinyal-gürültü oranına sahip durumlarda daha etkili filtreleme algoritmaları geliştirilmesi önemlidir.
- **Hareketli Durumlar:** Hareketli durumlarda elde edilen verilerin analizi, hareket etmeyi telafi edebilen daha esnek algoritmaların ve hareket izleme tekniklerinin kullanılmasını gerektirebilir. Bu, özellikle dinamik ortamlarda ve mobil cihazlarda daha doğru ölçümler sağlayabilir.

6.4. Makine Öğrenmesi ve İleri Analiz Yöntemleri

Çalışmanın sonuçlarına dayanarak, makine öğrenmesi ve ileri analiz yöntemlerinin kalp atış hızı ölçümünde kullanılmasının potansiyeli incelenmiştir.

- **Veri Madenciliği Yaklaşımları:** Büyük veri kümeleri üzerinde derinlemesine analiz yapmak için veri madenciliği tekniklerinin kullanılması, verilerdeki desenleri ve ilişkileri keşfetmek için faydalı olabilir. Örneğin, zaman serisi analizi ve desen tanıma algoritmaları, gürültüyü azaltmak ve doğruluğu artırmak için kullanılabilir.
- **Makine Öğrenmesi Modelleri:** Makine öğrenmesi modelleri, kalp atış hızı ölçümünde daha kesin sonuçlar elde etmek için kullanılabilir. Derin öğrenme algoritmaları, görüntü işleme ve sinyal işleme süreçlerinde daha karmaşık örüntüleri tanımlayabilir ve analiz edebilir. Bu, özellikle gürültülü ortamlarda ve hareketli durumlarda doğruluğu artırabilir.
- **Sentetik Veri Üretimi:** Makine öğrenmesi modellerinin eğitilmesi için daha fazla veriye ihtiyaç duyulduğunda, sentetik veri üretimi teknikleri kullanılabilir. Görüntü sentezi ve sinyal sentezi yöntemleri, gerçek dünya verilerini taklit ederek model performansını artırabilir.

Bu yöntemlerin, sistem performansını artırarak daha doğru ve güvenilir kalp atış hızı ölçümleri sağlamak için gelecekteki çalışmalar için önemli bir potansiyel sunduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle, bu tekniklerin daha fazla araştırılması ve uygulanması önerilmektedir.

6.5. Uygulama Alanları ve Gelecek İşaretleri

Çalışmanın bulguları, temassız kalp atış hızı ölçümünün çeşitli uygulama alanlarına olan potansiyelini vurgulamaktadır. Özellikle sağlık sektöründe, spor performansı izleme uygulamalarında ve stres yönetimi gibi alanlarda bu teknolojinin kullanımı önemli faydalar sağlayabilir. Gelecekte, bu teknolojinin daha yaygın olarak benimsenmesi ve tıbbi teşhislerde rutin olarak kullanılması beklenmektedir.

6.6. Güvenlik ve Mahremiyet Endişeleri

Temassız kalp atış hızı ölçümü gibi teknolojilerin yaygınlaşmasıyla birlikte, güvenlik ve mahremiyet endişeleri de artmaktadır. Özellikle kişisel sağlık verilerinin doğru bir şekilde korunması ve kötüye kullanılmasının önlenmesi büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle, bu teknolojilerin geliştirilmesi ve kullanılması sırasında güçlü güvenlik önlemleri ve mahremiyet politikaları oluşturulması gerekmektedir.

6.7. Pazar Analizi ve Ticari Potansiyel

Çalışmanın sonuçları, temassız kalp atış hızı ölçümüne yönelik ticari potansiyeli de göstermektedir. Geliştirilen sistemlerin pazara sunulması ve ticari başarı elde edilmesi için pazar analizinin önemi büyüktür. Rekabetin yoğun olduğu bu alanda, kullanıcı ihtiyaçlarını karşılayan yenilikçi çözümler geliştirmek ve doğru pazarlama stratejileri uygulamak kritik öneme sahiptir.

7. ARAYÜZ



Şekil 7.1. Arayüzü

Bu çalışmanın arayüzü, kullanıcıların kolayca kalp atış hızlarını ölçmelerini sağlamak amacıyla tasarlanmıştır. Arayüz, kullanıcıların tercihlerine ve ihtiyaçlarına yönelik iki ana seçenek sunar:

1. Videodan Hesapla: Bu seçenek, kullanıcıların bir video dosyasından kalp atış hızını ölçmelerini sağlar. Kullanıcı, arayüze bir video dosyası yükleyerek veya bilgisayarlarından bir video dosyasını seçerek bu seçeneği kullanabilir. Video yüklendikten sonra, program videodaki yüzleri tespit eder, bu yüzlerin üzerindeki renk değişimlerini analiz eder ve bu bilgilere dayanarak kalp atış hızını hesaplar.
2. Kameradan Hesapla: Bu seçenek, kullanıcıların bir kamera cihazını kullanarak canlı olarak kalp atış hızını ölçmelerini sağlar. Kullanıcı, arayüz üzerinden kamera cihazını seçer ve başlatır. Kamera açıldığında, kullanıcı arayüzdeki yönergeleri takip ederek yüzlerini kameraya gösterir. Program, kamera görüntüsündeki yüzlerdeki renk değişimlerini analiz eder ve bu bilgilere dayanarak kalp atış hızını hesaplar.

Tablo 7.1. GUI'deki buton düğmelerinin listesi

No.	buton	İşlev
-----	-------	-------

1	Video'dan Hesapla	Bir video dosyasından kalp atış hızını ölçme işlemini başlatır.
2	Kameradan Hesapla	Kamera cihazı kullanarak canlı olarak kalp atış hızını ölçme işlemini başlatır.

Her iki seçenek de kullanıcı dostu bir arayüzle sunulmuştur. Arayüz, düğmelerin yanı sıra açıklayıcı metinler ve görsellerle desteklenmiştir. Kullanıcılar, arayüzü kullanarak kolayca kalp atış hızlarını ölçebilir, sonuçları görsel olarak izleyebilir ve istenirse raporlayabilirler.

8. SONUÇLAR

8.1. Karşılaştırma

Tepe Sayma (Method 1) ve Frekans Analizi (Method 2) arasındaki karşılaştırmada, Method 1'in Method 2'ye göre daha yüksek bir başarı oranına sahip olduğu görülmüştür. Gerçek değerler ile karşılaştırıldığında, Method 1'in tahminleri genellikle gerçek değerlere daha yakinken, Method 2'nin tahminlerinde daha fazla sapma gözlemlenmiştir.

8.2. Hata Analizi

Her iki yöntemde de belirli bir hata oranı mevcuttur. Ancak, Method 1'in hata oranı (%4.55) Method 2'nin hata oranından (%13.68) daha düşüktür. Bu durum, Method 1'in daha güvenilir ve kesin sonuçlar verme eğiliminde olduğunu göstermektedir.

8.3. Performans Değerlendirmesi

Method 1, daha hızlı bir hesaplama süresine sahip olmasına rağmen, Method 2 daha yüksek doğruluk sağlamaktadır. Method 2'nin daha fazla hesaplama gücüne ihtiyaç duyması, bu yöntemin uygulanabilirliğini etkileyebilir. Ancak, doğruluk açısından tercih edilebilir olması da göz önünde bulundurulmalıdır.

8.4. Öneriler

Elde edilen sonuçlara dayanarak, kalp atış hızı ölçümü için tercih edilecek yöntemin seçiminde, uygulama gereksinimleri, işlem gücü ve doğruluk gibi faktörlerin dikkate alınması önemlidir. Gelecekteki çalışmalarda, her iki yöntemin de performansını artırmak için gelişmiş algoritmaların ve tekniklerin kullanılması önerilmektedir.

8.5. Gelecekteki Araştırmalar İçin Öneriler

Gelecekteki araştırmalarda, daha geniş veri setlerinin kullanılması ve farklı hasta gruplarının dahil edilmesi önerilmektedir. Özellikle kronik rahatsızlıklara sahip bireylerin kalp atış hızı ölçümleri üzerinde çalışarak, yöntemlerin bu gruplar üzerindeki etkinliği değerlendirilebilir. Ayrıca, taşınabilir ve giyilebilir cihazlarla entegre edilerek, gerçek zamanlı verilerin toplanması ve analiz edilmesiyle daha pratik çözümler geliştirilebilir. Bu tür yenilikler, özellikle evde bakım ve uzaktan sağlık izleme sistemlerinde önemli avantajlar sağlayabilir.

Tablo 8.1. Tahmin Sonuçları Tablosu

Gerçek Değerler	Tepe Sayma (Yöntem 1)	Frekans Analizi (Yöntem 2)
99	95	85
86	80	75
76	73	72.3
93	90.9	75
95	85.2	83.5
85	83.3	65
87	85.7	75.3
81	77.2	91
80	78.3	79.8
83	79.8	90
86	85.6	56.1
85	80.1	56.6
83	80.8	76.6
81	79.8	75
80	79.6	60
82	81.6	75
86	86.6	76.3
90	80	99.3
89	81.4	95
88	81.1	57.1
80	79	76.2
81.8	86.8	85
87.1	75	88

Sonuç olarak, her iki yöntemin de farklı avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Tepe Sayma (Method 1) daha düşük hata oranı ve hesaplama hızı ile öne çıkarken, Frekans Analizi (Method 2) daha yüksek doğruluk sağlamaktadır. Uygulama gereksinimlerine bağlı olarak, uygun yöntemin seçilmesi kritik öneme sahiptir. İlerleyen çalışmaların, her iki yöntemi birleştirerek daha etkili ve verimli bir ölçüm metodu geliştirmesi beklenmektedir. Bu araştırma, kalp atış hızı ölçümünde kullanılacak yöntemlerin seçimi konusunda önemli bilgiler sunarak, gelecekteki araştırmalara ışık tutmaktadır.

Son olarak, makine öğrenimi ve yapay zeka tekniklerinin kullanımıyla, her iki yöntemin de doğruluk ve güvenilirliğini artırmak mümkün olabilir. Bu sayede, kişiselleştirilmiş sağlık çözümleri geliştirilerek, bireylerin sağlık durumları hakkında daha kesin ve hızlı bilgiler elde edilebilir. Bu yaklaşımlar, sağlık hizmetlerinin kalitesini artırarak, daha sağlıklı toplumların oluşmasına katkıda bulunacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] Singh, S. P., Rathee, N., Gupta, H., Zamboni, P., & Singh, A. V. (2017, Ağustos). Contactless and Hassle Free Real Time Heart Rate Measurement with Facial Video. *Journal of Cardiac Critical Care TSS*, 01(01), 024-029. DOI: 10.1055/s-0037-1604202
- [2] Kolosov, D., Kelefouras, V., Kourtessis, P., & Mporas, I. (2023, Mayıs). Contactless Camera-Based Heart Rate and Respiratory Rate Monitoring Using AI on Hardware. *Sensors (Basel)*, 23(9), 4550. DOI: 10.3390/s23094550
- [3] Korkmaz, M., & Vatansever, S. (2022, Aralık). Videolardan Kalp Atış Hızı Kestirimi Üzerine Bir İnceleme. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, Sayı 44, ss. 65-73. DOI: 10.31590/ejosat.1221945
- [4] Verkruysse W., Svaasand L.O., Nelson J.S. Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 2008, 16(26): 21434-21445
- [5] Poh M.Z., McDuff D.J., Picard R.W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation. *Optics Express*, 2010, 18(10): 10762–10774
- [6] Rouast, P. V., Adam, M. T. P., Chiong, R., Cornforth, D., & Lux, E. (2018). Remote heart rate measurement using low-cost RGB face video: a technical literature review. *Frontiers of Computer Science*, 12(5), 858–872. DOI: 10.1007/s11704-016-6243-6
- [7] Shao, D., Liu, C., & Tsow, F. (2021). Noncontact Physiological Measurement Using a Camera: A Technical Review and Future Directions. *ACS Sensors*, 6(2), 321-334. <https://doi.org/10.1021/acssensors.0c02042>
- [8] Sun, Y., & Thakor, N. (2016). Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, from Point to Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63(3), 463-477. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>
- [9] Wang, W. (2017). Robust And Automatic Remote Photoplethysmography. https://pure.tue.nl/ws/files/78340965/20171023_Wang.pdf
- [10] Swinehart, D. F. (1962). The Beer-Lambert Law. *Journal of Chemical Education*, 39(7), 333-335. <https://doi.org/10.1021/ed039p333>
- [11] Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics*, 3(2), 282-302. <https://doi.org/10.3390/electronics3020282>
- [12] Premkumar, S., & Hemanth, D. J. (2022). Intelligent Remote Photoplethysmography-Based Methods for Heart Rate Estimation from Face Videos: A Survey. *Informatics*, 9(3), 57-76. <https://doi.org/10.3390/informatics9030057>
- [13] Elgendi, M. (2012). On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14-25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
- [14] Aydemir, B. (2019). Egzersiz esnasında toplanan fotoplethysmografi sinyallerinden kalp atım hızı ve ventilasyon hızı değişkenlerinin ayrıştırılması [MARMARA ÜNİVERSİTESİ]. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/282457>
- [15] Viola, P., & Jones, M. (2001). Rapid Object Detection using a Boosted Cascade of Simple Features. *Proceedings of the 2001 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, 1, I-511-I-518. doi:10.1109/CVPR.2001.990517
- [16] Wu, H., Rubinstein, M., Shih, E., Guttag, J., Durand, F., & Freeman, W. (2012). Eulerian Video Magnification for Revealing Subtle Changes in the World. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 31(4), 1-8. doi:10.1145/2185520.2185561
- [17] Verkruysse, W., Svaasand, L. O., & Nelson, J. S. (2008). Remote plethysmographic imaging using ambient light. *Optics Express*, 16(26), 21434-21445. doi:10.1364/OE.16.021434
- [18] Butterworth, S. (1930). On the theory of filter amplifiers. *Wireless Engineer*, 7, 536-541.
- [19] Cooley, J. W., & Tukey, J. W. (1965). An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. *Mathematics of Computation*, 19(90), 297-301. doi:10.1090/S0025-5718-1965-0178586-1
- [20] Allen, J. (2007). Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), R1-R39. doi:10.1088/0967-3334/28/3/R01

- [21] Manni, A., Caroppo, A., Rescio, G., Siciliano, P., & Leone, A. (2023, Nisan). Benchmarking of Contactless Heart Rate Measurement Systems in ARM-Based Embedded Platforms. *Sensors (Basel)*, 23(7), 3507. DOI: 10.3390/s23073507