



T.C.

ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ

MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ



BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ

Web Kamera Kullanarak Gerçek Zamanlı Temassız Kalp Atış Hızı İzleme

BİTİRME PROJESİ

BURSA 2024

T.C.
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ

Web Kamerası Kullanarak Gerçek Zamanlı Temassız Kalp Atış Hızı İzleme

Projenin Danışmanı: Prof. Dr. KEMAL FIDANBOYLU
Grup Lideri: HABIBULLAH ABDULLAYEV- 032090117
Grup Raportörü: ECE JILTA- 032090105
Grup Üyesi: IREMNUR ARSLAN- 032090075

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
ŞEKİLLER DİZİNİ	iii
TABLolar DİZİNİ.....	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
1. GİRİŞ	1
1.1. Ballistokardiyografi (BCG).....	3
1.2. Elektrokardiyografi (EKG)	4
1.3. Fotopletismografi (PPG)	6
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	11
2.1. Sürekli Dalgacık Dönüşüm Algoritması (SWT Algoritması)	11
2.1.1. Sürekli ‘Wavelet’ Dönüşümü	12
2.1.2. Eşzamanlı Sıkıştırma Dalgacık Dönüşümü	13
2.2. Maksimal Örtüşen Ayrık Dalgacık Dönüşümü (MODWT Algoritması).....	16
2.2.1. MODWT Algoritması Fonksiyonları	20
2.2.2. Girdiler.....	21
2.2.3. Çıktı.....	22
2.2.4. Algoritma	22
2.3. Şablon Eşleme (Template Matching Algoritması).....	23
2.3.1. Heterojen Şablon Tiplerini Tanımlama	24
2.3.2. Özellikleri Algılama Zorlukları	25
2.3.3. Eğitim Aşaması	25
2.3.4. Sınıflandırma Aşaması	26
2.4. Fizibilite Çalışması.....	26
2.4.1. Aydınlatma Farkı Oturumu.....	27
2.4.2. Hareket Varyansı Oturumu	27
2.4.3. Cilt Tonu Farkı Oturumu	28
2.5. Ölçüm Sistemi.....	29

3. MATERYAL VE YÖNTEM	32
3.1. Giriş	32
3.2. Kullanılan Kütüphaneler.....	32
3.3. Gri Tonlamaya Dönüştürme	33
3.4. Fast Fourier Dönüşümü (FFT)	34
3.5. Akış Şeması	34
3.6. Algoritmaların Karşılaştırmaları	36
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI.....	37
5. TARTIŞMA	38
6. EKLER.....	39
Ek 1. Gri Tonlamaya Dönüştürme	39
Ek 2. Yüz Tanıma ve ROI Belirleme	40
Ek 3. FFT (Hızlı Fourier Dönüşümü)	41
Ek 4. Arayüz	42
Ek 5. Çıktılar.....	45
7. KAYNAKLAR.....	48
8. TEŞEKKÜR	54
9. ÖZGEÇMİŞ	55

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Küresel ölçekte yerli halkların cilt renkleri dağılımını gösteren kartografi [3]	2
Şekil 2. Kalpten kafaya kan dolaşımı nedeniyle istemsiz kafa hareketleri oluşur	3
Şekil 3. Holter monitöre bağlı EKG	5
Şekil 4. Yüz dokusundan PPG ekstraksiyonunun basitleştirilmiş açıklaması (kesit görünüm)	7
Şekil 5. Basitleştirilmiş dış görünüm modeli aracılığıyla ışığın yayılmasının gösterimi	8
Şekil 6. SST sinyalleri [26]	16
Şekil 7. 10 saniyelik bir BCG sinyali için gerçekleştirilen MODWT analizi [38]	19
Şekil 8. BCG sinyallerinin bir topluluk ortalaması [31]	23
Şekil 9. Minimum tepe mesafeleri ile kalp atışı tespit performansının karşılaştırılması [22]	24
Şekil 10. Beş heterojen kalp atışı eğrisi türü [5]	25
Şekil 11. Hareket varyansı oturumu için ROI kayması	28
Şekil 12. Üç farklı cilt tonunda açıklama	29
Şekil 13. Altı Bağlantı Noktalı sensörün blok şeması [35]	30
Şekil 14. Seçilen algoritmanın akış şeması	35
Şekil 15. Kalp atış hızını hesaplamak için kullanılan tekniklerin ve algoritmaların kıyaslaması	36

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Teknoloji özelliklerine göre temaslı ve temassız kalp atış hızı ölçüm yöntemlerini sınıflandırılması	4
Tablo 2. Sensörlerin Karşılaştırması.....	6

ÖZET

Gerçek dünya manzaraları ve nesneler, geniş bir görsel çeşitliliğe sahiptir. Bu çeşitlilik, ışığın değişken çevre koşulları ve farklı nesne türleriyle nasıl etkileşime girdiğiyle ilişkilidir. Bu görsel çeşitlilikler, standart yapay görme sistemlerinin genelleme yapmasını zorlaştırırken, insanları büyülemeye devam eder. Bu çalışmada, çeşitli kamera tabanlı teknikler kullanılarak gerçekleştirilen uzaktan kalp atış hızı tahminlerindeki performans yanlışlıkları ele alınmaktadır. Kalp atış hızı, kardiyovasküler durumu değerlendirmede hayati bir ölçümdür. COVID-19 pandemisi, özellikle uzaktan sağlık izleme ve teletıp gibi alanlarda acil ve sürekli teknolojik ihtiyaçları hızlandırmıştır. Bu teknolojiler, pandemi sonrası sağlık hizmetlerinin vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. Geliştirilen yöntem, çevresel faktörlerden kaynaklanan hataları azaltarak, temassız kalp atış hızı izleme teknolojilerinin geniş bir cilt tonu yelpazesi için uygulanabilirliğini artırır ve kalp atış hızı gibi önemli aktivitelerin ölçümünün temassız, kolay erişilebilir şekilde gerçekleştirilmesini sağlar.

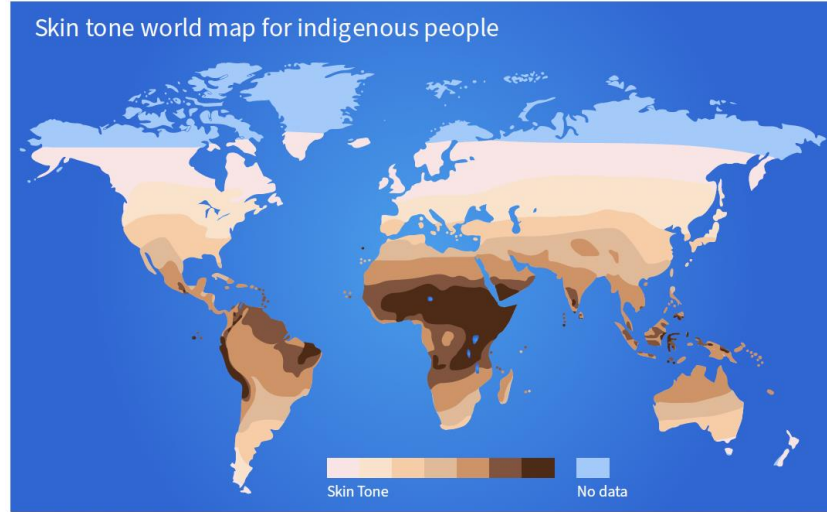
ABSTRACT

The real-world landscapes and objects exhibit a wide visual diversity, influenced by the variable environmental conditions and the interaction with different types of objects. While this diversity continues to captivate human beings, it poses challenges for standard artificial vision systems to generalize effectively. This study addresses performance biases in remote heart rate estimation achieved through various camera-based techniques. Heart rate serves as a vital measure in assessing cardiopulmonary status. The COVID-19 pandemic has accelerated urgent and continuous technological needs, particularly in areas such as remote health monitoring and telemedicine. These technologies have become indispensable components of post-pandemic healthcare services. The developed method reduces errors arising from environmental factors, enhancing the applicability of contactless heart rate monitoring technologies across a wide range of skin tones and potentially playing a critical role in similar future pandemics.

1. GİRİŞ

Kalp atış hızının ölçülmesi, kardiyorespiratuar sistem ile hemodinamik dengenin değerlendirilmesi açısından elzem bir klinik parametredir. Kalp ritminin geleneksel tespiti, detaylı izleme cihazlarının mevcut olduğu hastane ve kliniklerde birebir gerçekleştirilen prosedürler gerektirmektedir. Bununla birlikte, dünya çapında etkisini gösteren COVID-19 salgını potansiyel bulaş risklerini azaltmak adına hasta değerlendirmelerinin yapılması için teletıp ve mobil sağlık teknolojileri gibi uzaktan sağlık hizmetlerinin benimsenmesine ivme kazandırmıştır. Bu bağlamda COVID-19'un kardiyovasküler sağlık üzerindeki potansiyel etkileri bu enfeksiyon riski altındaki bireylerde kalp atış hızı ölçümünün kritik bir unsur haline getirmiştir [5]. Kalp atış hızının acil triyaj, detaylı tanı, ve prognoz belirlemede kullanımının yanı sıra daha yoğun medikal müdahalelere geçişte kilit bir gösterge olması genişleyen teletıp tabanlı sağlık hizmetlerinin gelişiminde kalp atış hızı izleme sistemlerine önem kazandırmıştır. Günümüzdeki kalp atış hızı algılama teknikleri giyilebilir pletismografik veya elektrokardiyografik sensörler kullanılarak yapılan ölçümlere dayanmaktadır. Bu sensörler son on yılda önemli iyileştirmeler kaydetmiş olsa da [6, 7] bu ekipmanların üretim ve dağıtım süreçleri önemli finansal kaynakları talep etmektedir [8, 9]. Yüksek maliyetler, özellikle kırsal bölgelerde yaşayan ve ekonomik açıdan dezavantajlı konumdaki toplulukların teknolojik çözümlere erişimini engellemektedir [10]. En son gelişmeler kalp atış hızı dahil olmak üzere yaşamsal verilerin akıllı telefon kameraları gibi mevcut donanım aracılığıyla tahmin edilmesini önermektedir. Ancak parmağın kamera modülüne yerleştirilmesi gereken temas tabanlı bu yöntemlerin teletıp uygulamalarında uzun süreli kullanımı kısıtlı olabilir [11, 12]. Öte yandan, yüz videolarından alınan kan hacmi dalga (BVP) sinyalini ve ilgili kalp atış hızını tahmin etmeyi amaçlayan temassız yöntemler, bilgisayar görüşü algoritmaları ve yapay zeka (AI) araçları kullanarak büyük bir potansiyel sunmaktadır [11, 13, 14]. Uzak fotopletismografi (r-PPG) teknolojisi, değişen aydınlatma şartlarına, hareketliliğe duyarlılığı ve farklı cilt tonlarına adaptasyonu ile diğer yöntemlere kıyasla gelecek vaat etmektedir [15]. Ancak r-PPG algoritmalarının performansı, özellikle çevresel ışık koşullarının [30], bireyin hareketlerinin [31, 32] ve derinin pigmentasyonunun [33] değişkenliğine duyarlı olabilir. Şekil 1'de tasvir edildiği üzere, tüm cilt tonlarına hitap edebilecek teknolojik çözümlerin geliştirilmesi, evrensel

ve adil sağlık hizmetlerinin sağlanması için büyük bir önem taşımaktadır. Bu alışma, geniş bir demografik yelpazeye hitap edecek şekilde tasarlanmış ve akıllı telefon kullanımının yaygın olduğu bir dünyada temassız kamera tabanlı kalp atış hızı ölçüm teknolojilerinin geliştirilmesine katkı sağlamayı amaçlamaktadır.



şekil 1. Küresel lkte yerli halkların cilt renkleri dağılımını gösteren kartografi [3]

Bu alışma, yenilikçi bir r-PPG algoritmasını sunmaktadır. Algılama sırasında ortaya çıkan gürültüyü etkili bir şekilde azaltacak metotlar geliştirilmiştir. Bu yeni algoritmanın etkinliği, çeşitli demografik özelliklere sahip bireyler üzerinde gerçekleştirilen teletıp uygulamalarına yönelik oluşturulan ilk kapsamlı uzaktan yaşamsal işaret algılama veri seti ile test edilmiştir.

Fotopletismografi ve Balistokardiyografi insan kalp atış hızını değerlendirmek amaçıyla yüz videolarını kullanan iki önemli terimdir. Bu rapor diğital kamera tabanlı kalp atış hızı tahmin yöntemini yüz derisi üzerinde ele alarak kapsamlı bir inceleme sunmaktadır. Araştırma sonuçları, önerilen yöntemlerin nabız oksimetresi ölçümleriyle büyük ölçüde uyumlu olduğunu göstermiştir.

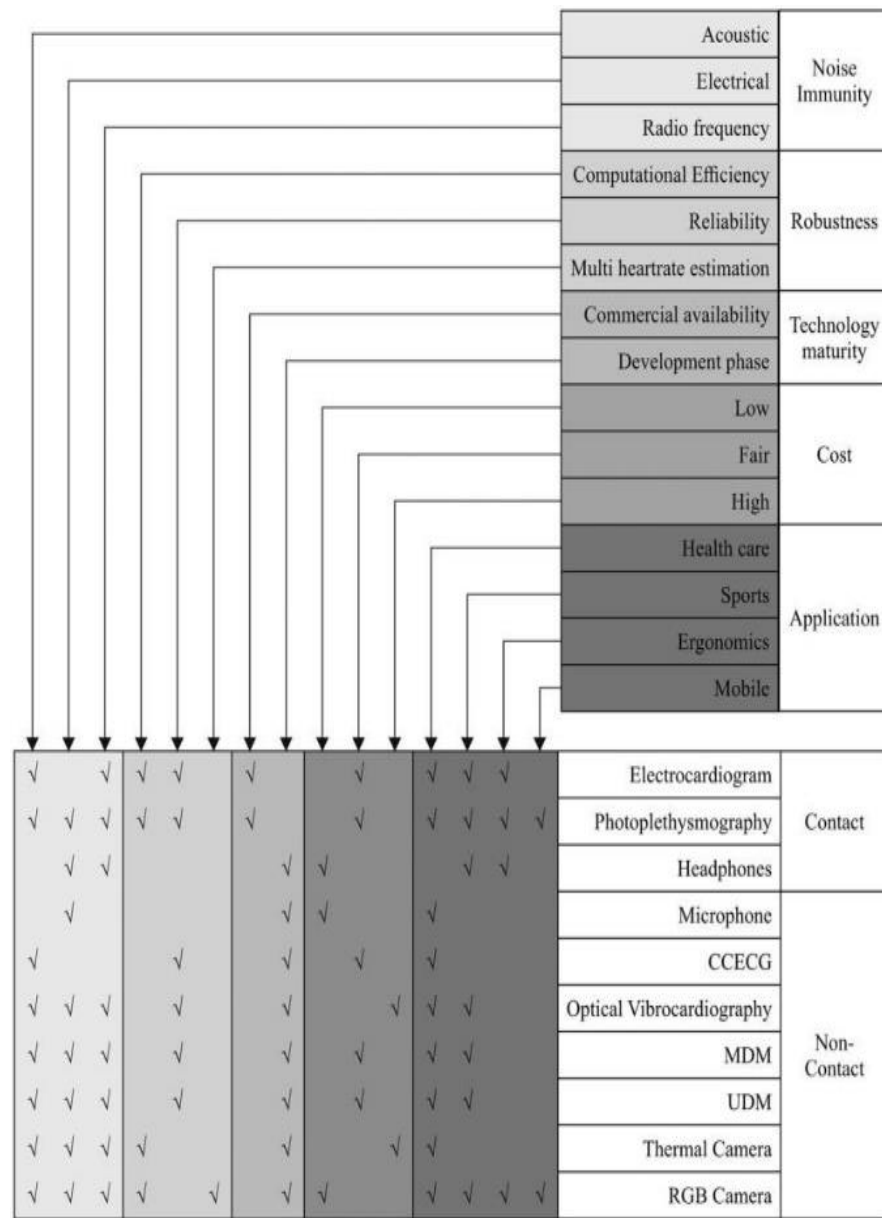
1.1. Ballistokardiyografi (BCG)

Ballistokardiyografi, kalbin her atışı sırasında kanın pompalanmasından kaynaklanan vücut hareketlerini analiz ederek kalp atış hızını belirleme yöntemidir. Bu teknik, her kalp döngüsüyle ilişkili vücut hareketlerini tespit ederek kalp atış hızının ölçülmesini sağlamaktadır.



Şekil 2. Kalpten kafaya kan dolaşımı nedeniyle istemsiz kafa hareketleri oluşur

Bu yöntem 19. yüzyılda keşfedilmiştir ve 1940'lardan 1980'lere kadar araştırmacıların ilgi odağı haline gelmiştir. BCG, kalp hızını ölçmek için vücuttaki kanın neden olduğu hareketi tahmin eden bir yöntemdir. Temel prensibi Newton'un Üçüncü Hareket Yasası'na dayanır. Vücut kanın kalp tarafından pompalanması nedeniyle hareket etmektedir. BCG sinyalleri yüz videolarından çıkarılır. Bunun için farklı analiz yöntemleri ve periyodik tahmin algoritmaları kullanılmaktadır. BCG, başın kan akışının istemsiz baş hareketlerine dayanır. Her kardiyak döngüde, sol karıncık kasılması sırasında aortaya pompalanan kanın neden olduğu bir kuvvet başı hareket ettirir (Şekil 2). BCG tabanlı yöntemler aydınlatma farklılıklarına karşı invariant olduğu için avantajlıdır [22].



Tablo 1. Teknoloji özelliklerine göre temaslı ve temassız kalp atış hızı ölçüm yöntemlerini sınıflandırılması

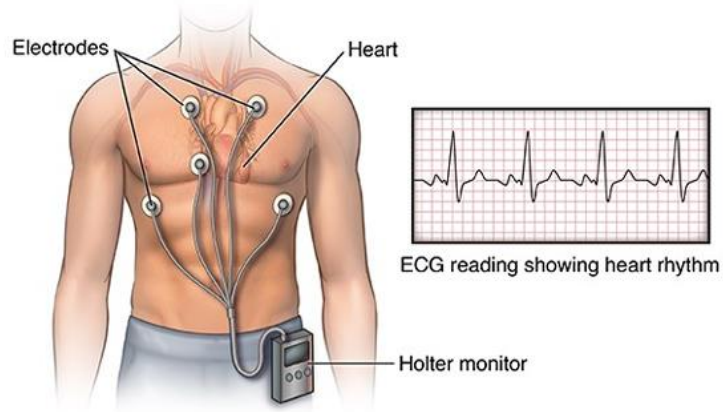
1.2. Elektrokardiyografi (EKG)

Elektrokardiyografi (EKG) kalp kasının elektriksel aktivitesini ölçmeye ve grafik olarak kaydetmeye yönelik bir tıbbi testtir. Bu test kalp atışlarının düzenini, hızını, ritmini ve

potansiyel olarak kalp kasındaki diğer elektriksel bozuklukları değerlendirmek için kullanılmaktadır. Elektrokardiyogram elektrot adı verilen küçük metal pedlerin cilde yerleştirilmesi yoluyla kalbin elektrik akımını ölçmektedir. Bu elektrotlar genellikle belirli vücut bölgelerine yerleştirilmektedir (Göğüs, kollar veya bacaklar).

Elektrokardiyografi bir EKG makinesi veya monitörü tarafından kaydedilir ve bu kayıt kalbin elektriksel aktivitesini belirli bir süre boyunca gösteren bir grafik olarak sunulur. EKG sonuçları kalp hastalıkları, ritim bozuklukları, damar tıkanıklıkları ve diğer kalp problemleri gibi durumları değerlendirmek ve teşhis etmek için kullanılmaktadır. 3 farklı sensörü vardır. Bunlar kuru sensör, ıslak sensör, kapasitif bağlı sensörlerdir. [24]

Günümüzde hala kalp atış hızı ölçümlerinde kullanılan en yaygın tekniklerden biridir. Tek dezavantajı temaslı olması ve temaslı olması dolayısıyla bazı hasta grupları (yanık, bebek, psikolojik sorunları olanlar v.b.) için sorun teşkil etmesidir.



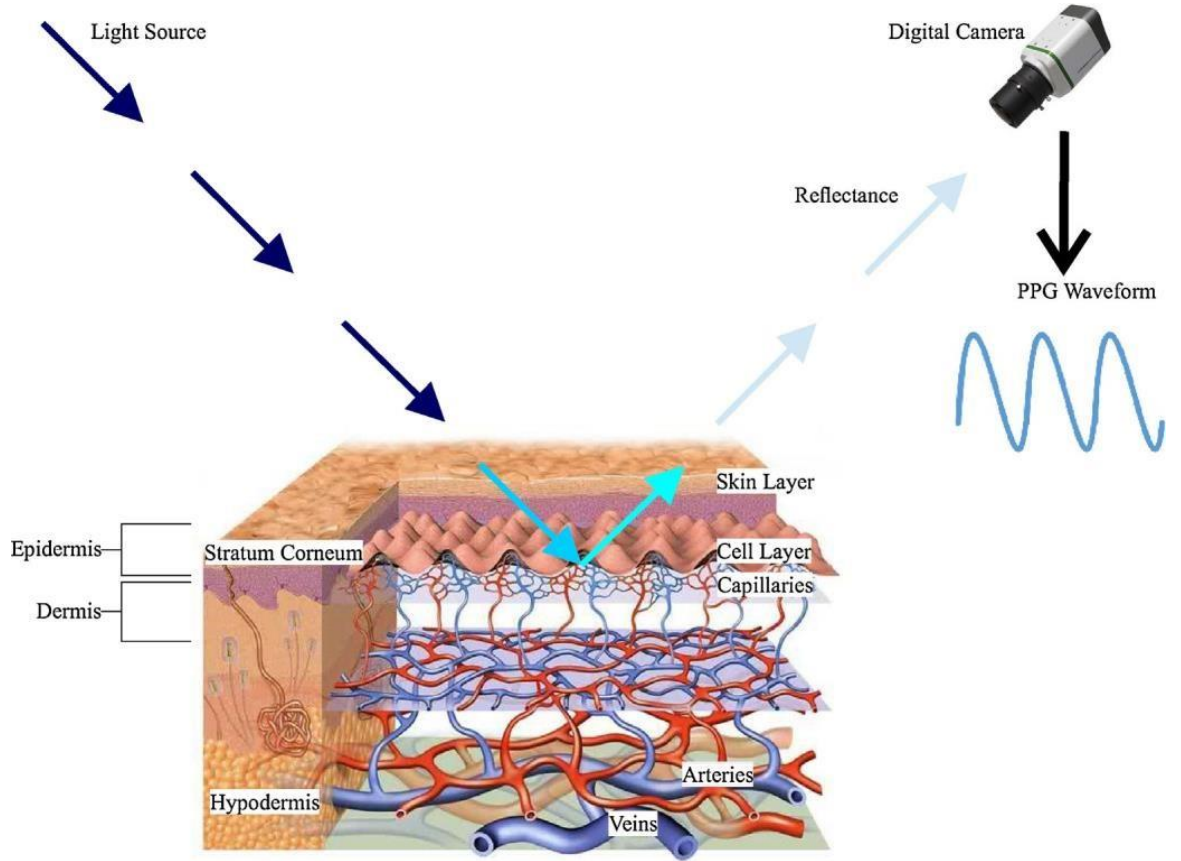
Şekil 3. Holter monitöre bağlı EKG

Özellikler	Islak Elektrotlar	Kuru Elektrotlar	Kapasitif Elektrotlar
Sinyal Edinimi	AG/AGcl elektrotlar, elektrolit kullanır	Zararsız metal (paslanmaz çelik), elektrolit yok	Metal veya yarıiletken, doğrudan temas yok
Sinyal Kalitesi	Düşük temas empedansı, iyi sinyal kalitesi sağlar	Elektrot geometrisine bağlı	Elektrot geometrisine bağlı
Tutarlılık	Jel zamanla kurur ve sinyal kalitesini düşürür	Yerleşim süresinden sonra cilt/elektrot arayüzünün azalması nedeniyle iyi performans	Yerleşim süresinden sonra cilt/elektrot arayüzünün azalması nedeniyle iyi performans
Kullanım Kolaylığı	Elektrolit kullanımı kazınma sorununa yol açar, jel çıkarmak hoş olmayan ve zaman alıcıdır, toksikolojik endişe vardır	Ciltle doğrudan temas, tahrişe neden olabilir	Doğrudan temas yok, kumaş, sandalye, yatak gibi malzemelerde üretilebilir, kullanıcı için daha uygun
Boyut	Hafif	Koruma nedeniyle ağır	Gerekli devre elemanları ve güç kablosu için fazladan yer kaplar
Görüntü Hassasiyeti	Hareketli şarj hassasiyeti	Hareket artefaktı	Hareket ve çevre artefaktı, elektrik alan sorunu
Maliyet	Düşük maliyet	Pahalı	Pahalı

Tablo 2. Sensörlerin Karşılaştırması

1.3. Fotopletismografi (PPG)

Hertzman ve meslektaşları [23] ilk olarak 1940'larda pletismografiden türetilen Photoplethysmography'yi tanıtmıştır. PPG cilt yüzeyinden yansıyan ışığın değişimini kullanarak nabız atışlarına bağlı olarak ölçülen bir fizyolojik sinyali ifade etmektedir. Oksijen doyumu, solunum hızı, kan basıncı ve kalp hızı gibi hayati verileri içermektedir. Sinyal gücünü artırmak ve hareket artefaktlarını gidermek gibi zorlukları vardır. Fotopletismografi (PPG) sinyali insan vücudunun parmak, kol veya yüz gibi bölümlerinden elde edilmektedir. PPG benzeri titreşimli sinyal cildin hücre katmanının ve hücre katmanının altındaki kılcal damarların yansıttığı ortam ışığının tespiti ile üretilmektedir. Bu sinyal özellikle kılcal damarların nabız dalgalarına bağlı olarak değişen kan hacimlerinin neden olduğu ışığın Emilimi ve yansımasındaki değişiklikler üzerinden elde edilmektedir.

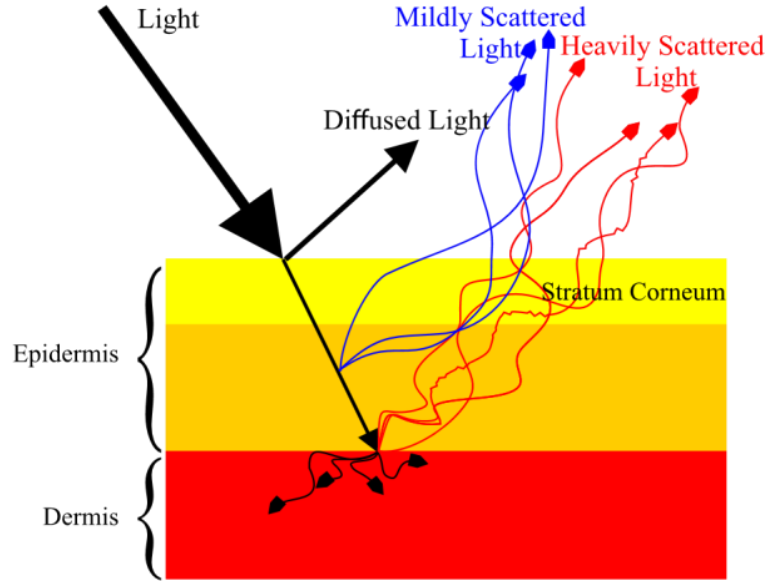


Şekil 4. Yüz dokusundan PPG ekstraksiyonunun basitleştirilmiş açıklaması (kesit görünüm)

Kılcal damarlar insan vücudundaki en küçük kan damarlarıdır ve bu damarların çapı yalnızca birkaç mikrometre aralığında değişmektedir. PPG sinyali ışığın cilt üzerinden yayılmasıyla oluşur. Bu süreç esas olarak cildin üç ana katmanını aracılığıyla gerçekleşir: deri, stratum korneum, epidermis ve dermis. Lambert'in ışık yoğunluğu yasası göz önüne alındığında ciltten yansıyan ışık; saçılma ve difüzyon olarak ele alınabilir.

Epidermis katmanını esas olarak melanin içerirken, dermis katmanını kılcal damarlar ve mikrovasküler ağlar aracılığıyla hemoglobini taşımaktadır. Bu yapının bir sonucu olarak dermis katmanını ışığın daha güçlü bir şekilde saçılmasına neden olmaktadır. Işığın bu saçılması cilt altı yüzeyinde mikroskobik renk değişikliklerine yol açmaktadır ve bu değişiklikler bir kamera sensörü tarafından kaydedilen ışık yoğunluğundaki küçük değişiklikler olarak ortaya çıkmaktadır. Bu değişiklikler nabız dalgalarıyla ilişkilendirilebilmektedir ve böylece PPG

sinyali olarak analiz edilebilmektedir. Bu yöntem, özellikle non-invaziv kardiyovasküler izleme için kullanışlıdır.



Şekil 5. Basitleştirilmiş dış görünüm modeli aracılığıyla ışığın yayılmasının gösterimi

2008 yılında Verkruysse ve arkadaşlarının yaptığı deneyde ilk uzaktan PPG görüntüleme yöntemi önerilerek ortam ışığı kullanılmıştır. Bu çalışmada yazarlar deneklerden PPG sinyallerini bir dijital kamera aracılığıyla uzaktan ölçmüşlerdir. Yöntem üç ana adımdan oluşmaktadır. İlk adımda belirlenen ilgi alanından (ROI) RGB (Kırmızı, Yeşil ve Mavi) renk kanalları çıkarılmaktadır. Bu süreçte ROI içindeki her pikselin uzamsal ortalama değeri her bir video karesi için hesaplanmaktadır. Bu işlem her renk kanalının (R, G ve B) ayrı ayrı analiz edilmesini içermektedir ve böylece her bir renk kanalının zamana bağlı değişimleri tespit edilmektedir. İkinci adımda bu uzamsal ortalama piksel değerleri zaman serisi olarak değerlendirilmektedir. Böylece her bir renk kanalı için zaman içinde değişen ortalama piksel değerleri ham bir PPG sinyali oluşturmak için kullanılmaktadır. Bu ham PPG sinyali cilt altındaki kılcal damarların kan hacmindeki değişimleri yansıtır ve bu değişimler nabız dalgalarının neden olduğu ışık yoğunluğundaki değişikliklerle ilişkilidir. Son olarak ham PPG sinyali bir bant geçiren filtre kullanılarak rafine edilmiştir.

2010 yılında Poh ve arkadaşları yüz videoları temelli PPG sinyal çıkarma yöntemi üzerine bir çalışma yaparak bu alanda önemli bir gelişme sağlamışlardır. Araştırmalarında bir öznenin yüz bölgesinden PPG sinyallerini çıkarmak için standart bir web kamerası kullanmışlardır. Yüz tanıma ve izleme sürecinde, Viola-Jones yüz dedektörü (VJFD) kullanılarak yüz bölgesi belirlenmiş ve bu bölge ilgi alanı (ROI) olarak seçilmiştir.

ROI'den elde edilen veriler RGB spektrumlarının (Kırmızı, Yeşil ve Mavi) uzamsal ortalamalarını hesaplamak için kullanılmıştır. Bu süreç her bir video çerçevesindeki piksellerin R, G, ve B kanallarındaki değerlerinin ortalamasını içerir. Daha sonra bu uzamsal ortalamalar zaman içinde incelenerek her bir renk kanalı için R, G, B ham sinyal izleri üretilmiştir. Bu izler her bir çerçevenin piksel değerlerinin zaman içindeki değişimlerini yansıtmaktadır ve böylece kalp atış hızı ve diğer kardiyovasküler parametrelerin non-invaziv bir şekilde ölçülmesine olanak tanımaktadır. Bu yöntem özellikle kolay erişilebilir web kameraları kullanılarak düşük maliyetli ve non-invaziv bir şekilde kardiyovasküler sağlık izlemesini mümkün kılmaktadır. Poh ve arkadaşlarının çalışması bu alanda önemli bir yenilik olarak kabul edilmektedir ve PPG tabanlı sağlık izleme teknolojilerinin gelişimine önemli katkılarda bulunmuştur. Ham izler normalleştirilmiş ve ICA kullanılarak üç bağımsız kaynak sinyaline ayrıştırılmıştır. Bu bağımsız kaynak sinyalleri arasından en iyi PPG benzeri sinyal seçilerek kalp atış hızını ölçmek için kullanılmıştır.

2011 yılında Poh ve arkadaşları PPG sinyalini iyileştirmek için geçici filtreleme tekniklerini kullanarak önemli bir ilerleme kaydetmişlerdir. Bu süreçte ham PPG sinyallerini düzeltmek ve trendleri ortadan kaldırmak amacıyla hareketli ortalama filtresi kullanılmıştır. Bu filtreleme yöntemi sinyallerin daha düzgün ve temiz bir profil elde etmesine yardımcı olmaktadır.

Araştırmacılar ayrıca kör kaynak ayırma (BSS) yöntemi olarak bilinen Bağımsız Bileşen Analizi (ICA) kullanarak daha rafine bir sinyal seti elde etmişlerdir. Bu yöntem ham PPG sinyallerinden arka plan gürültüsünü ve diğer istenmeyen sinyalleri ayırarak kalp atış hızının daha doğru bir şekilde ölçülmesini sağlamaktadır. Elde edilen rafine PPG sinyalini daha da iyileştirmek için belirli bir frekans bandında bant geçiren filtreleme işlemine tabi

tutulmuştur. Bu işlem sinyali istenen frekans aralığına odaklar ve dış etkenlerden kaynaklanan gürültüleri azaltmaktadır.

Kalp atış hızı ölçümü için seçilen PPG sinyalinin Güç Spektral Yoğunluğu (PSD) çıkarılmıştır. Bu işlem genellikle 0,7 ila 4 Hz çalışma frekansında gerçekleştirilen bant geçiren filtreleme ile yapılmaktadır. PSD analizi kalp atış hızını yansıtan temel frekans bileşenlerini belirlemek için kullanılmaktadır.

Poh ve ekibinin bu çalışması PPG tabanlı kardiyovasküler izleme tekniklerinin hassasiyetini ve güvenilirliğini artırmada önemli bir adım olmuştur ve bu alandaki araştırmalara büyük katkıda bulunmuştur.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Sürekli Dalgacık Dönüşüm Algoritması (SWT Algoritması)

Zaman-frekans analizi teknik ve bilimsel uygulamalar için vazgeçilmez bir araçtır. Bu analiz tekniği giriş sinyallerini zaman içinde evrimleşen spektral bileşenlere ayırmaktadır. Bu da sinyallerin daha derinlemesine incelenmesine veya istenmeyen gürültülerin etkin bir şekilde filtrelenmesine olanak tanımaktadır. Her bir dönüşüm metodunun, sinyal bileşenlerini zamansal veya frekanssal olarak detaylıca ayırt edebilme kapasitesine ‘çözünürlük’ denir. Çözünürlük, bir dönüşümün hem lokalizasyon gücünü hem de elde edilen spektral bileşenlerin daha iyi ayrılabilmesi için yapılan işlemlerin sonuçlarını iyileştiren çıktının okunabilirliğini ifade eder. Bu çözünürlük spektral sızıntı ve karışımların önlenmesi için gereken düzeltmelerle birlikte analiz pencerelerinin kullanılmasına bağlı olarak gerçekleştirilir [30].

Heisenberg belirsizlik ilkesi, belirli fiziksel ölçümlerin kesinlik sınırlarını belirlemektedir. Bu ilkeye paralel olarak Gabor belirsizlik ilkesi, zaman veya frekans içeriklerinin yüksek derecede lokalize edilemeyeceğini, yani yüksek zaman lokalizasyonuna veya frekans çözünürlüğüne sahip olunabileceğini ancak her ikisine birden sahip olunamayacağını öne sürmektedir. Sabit bir zaman-frekans lokalizasyonuna sahip olan Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü (STFT) değişmeyen analiz penceresinin boyutu nedeniyle incelenen tüm zaman dilimlerinde aynı zaman ve frekans çözünürlüğünü sunmaktadır. Sürekli Dalgacık Dönüşümü (CWT) ise, analiz operatörünün zaman uzunluğunu ayarlayarak yani ana dalgacığın uzunluğunu değiştirerek farklı bir zaman-frekans lokalizasyonu sağlamaktadır. Bu yöntem, düşük frekanslarda detaylı analiz için uzun dalgacıkları ve yüksek zaman lokalizasyonu sağlamak için kısa dalgacıkları kullanmaktadır ancak sınırlı frekans bilgisi sağlamaktadır.

Spektral karışım ve sızıntı sonlu süreli bir analiz penceresinin (operatör) kullanılmasından kaynaklanır ve bu da zaman-frekans gösterimine istenmeyen artefaktlar eklemektedir. Her analiz penceresi komşu noktaların ağırlıklı ortalamasını hesaplayarak zamansal ve spektral karışıma yol açan bir dönüşüm çekirdeği işlevi görmektedir. Bu durum

gerçekte zaman-frekans çiftinde hiçbir sinyal bileşeni bulunmasa bile sıfır olmayan bir amplitüd elde edilebileceği anlamına gelmektedir. Hem STFT hem de Sürekli Dalgacık Dönüşümü, sonlu lokalizasyon ve spektral yumuşatma nedeniyle okunabilirlik azalmasına maruz kalmaktadır. Çözünürlüğü artırmak amacıyla Eş Zamanlı Sıkıştırma Dönüşümü (SST), (i) değişken zaman-frekans çözünürlüğü sağlamak üzere CWT'nin hesaplanmasını, (ii) okunabilirliği artırmak için anlık frekanslarının hesaplanmasını ve (iii) spektral karışımın etkisini azaltmak için frekansın yeniden atanmasını içeren üç aşamalı bir süreç izlemektedir. Anlık frekans hesaplamaları esas olarak okunabilirliği artırmaktadır ancak Gabor belirsizlik ilkesi tarafından belirlenen sınırlamalar nedeniyle zaman-frekans lokalizasyonunu etkilememektedir. Yeniden atama yöntemi her analiz penceresinin etki alanını değerlendirmektedir ve zaman-frekans düzlemindeki enerjiyi ağırlık merkezlerine yeniden tahsis ederek zaman-frekans görüntüsünün okunabilirliğini iyileştirmektedir [27].

2.1.1. Sürekli 'Wavelet' Dönüşümü

Aşağıdaki formülde belirtildiği üzere kavramsal olarak bir $s(t)$ sinyali ile bir dalgacık seti arasında çapraz korelasyon ifade edilmiştir:

$$W_s(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \psi^* \left(\frac{t - b}{a} \right) dt \quad (2.1)$$

Burada " a " ve " b " referans dalgacığın ölçekleme ve zaman kaydırmalarını temsil etmektedir. " ψ^* " referans dalgacığın karmaşık eşleniğini belirtmektedir, " t " zamanı ifade etmektedir ve $W_s(a, b)$ sinyalin zaman-ölçek gösterimini belirtmektedir. Bu referans dalgacık aynı zamanda ana dalgacık olarak da tanımlanmaktadır [29].

Çapraz korelasyon metoduyla kullanılan dalgaların uzunluğu frekans bileşenlerine göre farklılık göstermektedir. Düşük frekanslar için frekans lokalizasyonunu geliştirmek adına uzun

dalgacıklar tercih edilir. Bu, zaman lokalizasyonunun azalması pahasına gerçekleşir. Öte yandan yüksek frekanslar için zaman lokalizasyonunu iyileştirecek şekilde daha kısa dalgacıklar kullanılır. Fakat bu durum frekans lokalizasyonunu olumsuz etkilemektedir.

Referans dalgacıklar ortalaması sıfır ve toplam enerjisi bir olan osilasyon sinyalleridir. Dalgacık kütüphanesi bu referans dalgacıkların genişletilmesi ve döndürülmesiyle oluşturulur. Bu dalgacıklar kabul edilebilirlik şartlarını karşılayacak şekilde seçilir yani sıfır ortalama ve kompakt yapıda olmaları gerekmektedir ve incelenen zaman serisinin içerdiği sinyal türüne uygun olmalıdır. Meksika şapkası ve Morlet gibi yaygın kullanılan referans dalgacıklar bu çerçevede tercih edilen örnekler arasındadır [29].

Bu yöntemin esnekliği Sürekli Dalgacık Dönüşümünün (CWT) çok çeşitli sinyal türlerinin analizinde kullanılmasını mümkün kılar. Ayrıca CWT, analiz sonrasında dalgacık katsayılarının düzeltilmesi veya değiştirilmesi sonrasında orijinal sinyalin yeniden oluşturulabilmesine imkân tanıyan tersinir bir süreçtir.

2.1.2. Eşzamanlı Sıkıştırma Dalgacık Dönüşümü

Sürekli Dalgacık Dönüşümü (SST)'nin gelişmiş halidir. Özellikle spektral karışımı azaltmaya odaklanmaktadır. Bu işlem, dönüşümün okunabilirliğini artırırken lokalizasyon kabiliyetinde bir iyileştirme sağlamamaktadır. SST, farklı zaman-frekans temsillerine dayanarak işlev görür ve bu çalışmada, CWT tabanlı bir SST uygulanmıştır.

SST sinyali, sınırlı sayıda harmonik bileşenler ve bazı ek gürültülerin toplamı olarak modellemeyi önermektedir. Bu yaklaşım, zaman-frekans analizindeki geleneksel yöntemlerden farklı olarak sinyalin daha temiz ve net bir biçimde temsil edilmesine olanak tanımaktadır. Sinyal bileşenlerinin daha net tanımlanması ve yeniden atanması sinyalin gerçek zaman-frekans karakteristiğinin daha doğru bir şekilde yansıtılmasını sağlamaktadır. Bu metodoloji özellikle karmaşık sinyallerin analizinde geleneksel yöntemlerle karşılaşılan belirsizlikleri ve karışıklıkları önemli ölçüde azaltmayı hedeflemektedir.

$$s(t) = \sum_{k=1}^K A_k(t) \cos(\theta_k(t)) + \eta(t) \quad (2.2)$$

Burada " K ", sinyal bileşenlerinin toplam sayısını ifade etmektedir. ' A_k ' ve ' θ_k ', ise sırasıyla ' k ' sinyal bileşeninin genliği ve fazını temsil etmektedir, ' η ' ise belirli bir miktar rastgele gürültüyü tanımlamaktadır. Her bileşen için ' f_k ' aşağıdaki şekilde hesaplanmaktadır:

$$f_k(t) = \frac{1}{2\pi} \frac{d\theta_k(t)}{dt} \quad (2.3)$$

Bulaşma çoğunlukla frekans ekseninde meydana geldiğinden, yeniden atama işlemi bu eksen boyunca gerçekleştirilir. Burada her bir noktada (a, b) CWT zaman-frekans gösterimi $W_s(a, b)$ kullanılarak sıfıra eşit olmayan değerlerle birlikte doğrudan hesaplama yapılır [29]:

$$\omega_s(a, b) = \frac{-j}{2\pi W_s(a, b)} \frac{\partial W_s(a, b)}{\partial b} \quad (2.4)$$

Bu bağlamda, " j " hayali bir sayıyı temsil etmektedir. Enerji, zaman-frekans gösterimini daha etkin bir şekilde sıkıştırmak amacıyla bu Anlık Frekanslar üzerinde yeniden konumlandırılarak, senkronize sıkıştırma yoluyla işlenir. Bu işlem (b, a) 'daki noktalarının $(b, W_s(a, b))$ konumlarına taşınması ile gerçekleştirilir. Sonuç olarak elde edilen Eş Zamanlı Sıkıştırma Dalgacık Dönüşümü (SST) temsili, $T_s(\omega_l, b)$ şeklinde aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$T_s(\omega_l, b) = \frac{1}{\Delta\omega} \sum_{a_k} W_s(a_k, b) a^{-3/2} \Delta a_k \quad (2.5)$$

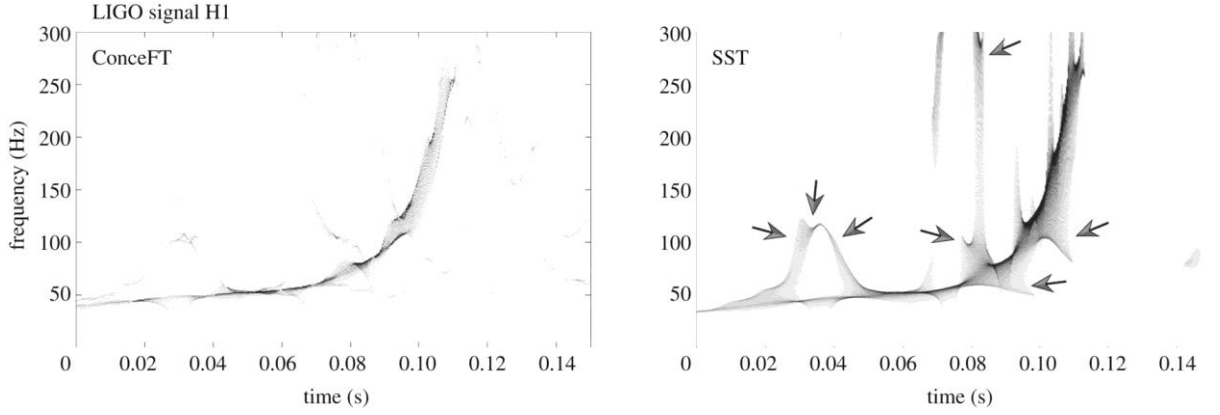
Zaman ölçeği düzleminden (b, a) zaman-frekans düzlemine $(b, \omega_s(a, b))$ eşleme yapılırken SST $T_s(\omega_l, b)$ yalnızca belirlenen ayrık merkezi frekanslarda ω_l ile ayrılır. ' a ' ölçeği ve ' b ' süresi ayrık değerler olduğundan dalgacık ayrışmasının $W_s(a, b)$ hesaplamaları için kullanılan ayrık ' a ' ölçekleri arasında bir ölçekleme adımı olan $\Delta a_k = a_{k-1} - a_k$ tanımlanır.

SST sinyali genellikle içsel mod fonksiyonları (IMF'ler) olarak bilinen sonlu sayıda moda ayrıştırarak işler. Bu IMF'ler Huang ve diğerleri tarafından geliştirilen ampirik mod ayrıştırmasından elde edilen modlarla benzerdir. SST temsilleri seçilen referans dalgacığa aşırı duyarlı değildir. Fakat, sismik zayıflama tahmini gibi bazı uygulamalarda frekans tahminlerindeki ufak değişiklikler dahi önemli farklılıklara yol açabilir. Referans dalgacığının yanı sıra başka bir kritik parametre de CWT gösterimine uygulanan eşikleme miktarıdır. Bu da IF hesaplaması için temel seviyeyi belirler [30].

Eşikleme, istenmeyen gürültüleri gidermek amacıyla agresif bir şekilde uygulanabilir. Bu da, bazı sinyal bölümlerinin kaldırılmasına neden olabilir. Gürültü varyansı σ_n dalgacık ayrışmasının en uygun ölçeğini belirlemek için sıklıkla doğrudan sinyalden tahmin edilir. Bu eşik, gürültü seviyesine uyum sağlayabilen bir tahminci olarak işlev görür ve birinci oktavın medyan mutlak sapması olarak hesaplanır [30].

$$\sigma_n = \frac{\text{median}(|W_s(a_{l,m}, b) - \text{median}(W_s(a_{l,m}, b))|)}{0.6745} \quad (2.6)$$

CWT, sabit bir zaman-frekans çözünürlüğü yerine değişken bir çözünürlüğe sahip olduğundan STFT'ye kıyasla doğal bir gelişme sunmaktadır. Bu özellik geniş spektral içeriğe sahip sinyaller için özel bir avantaj sağlamaktadır. Ancak Gabor belirsizlik ilkesi belirli zaman ve frekans çiftlerinin bilgi kesinliğinin sınırlı olduğunu ifade etmektedir. SST, anlık frekansların yeniden atanması yoluyla zaman-frekans ayrışmalarının çözünürlüğünü iyileştirmektedir. Bu da genellikle spektral yorumlamanın kolaylaştırılmasına yardımcı olmaktadır [30]. Matematiksel olarak sağlam bir temele dayanan SST tersine çevrilebilir özelliği sayesinde sinyal çıkarma, ayırma ve yeniden oluşturmayı kolaylaştırır. Şekil 6'da SST sinyalleri gösterilmiştir.



Şekil 6. SST sinyalleri [26]

Zaman-frekans analizi, sinyal işleme ve manipülasyonun temel bir bileşenidir. Giriş sinyalini zaman içinde değişen harmonik sinyal setlerine ayıran STFT, CWT ve SST gibi yöntemler mevcuttur. STFT, hesaplama kolaylığı ve düşük maliyeti nedeniyle çoğu zaman ilk tercih edilen yöntemdir. CWT'nin değişken zaman-frekans çözünürlüğü özellikle geniş bant sinyallerin analizinde etkilidir. SST ise, CWT'nin sağladığı ayrıştırmayı anlık frekans bileşenlerine kadar indirgeyerek genellikle dar bant sinyallerini izole etmeyi mümkün kılmaktadır. Bu durum spektral okunabilirliği iyileştirebilir. Fakat eğer giriş sinyali sürekli ve dağınık bir geniş bant spektruma sahipse, bu bir handikapa dönüşebilir. Her bir dönüşüm yönteminin kendine has avantajları ve dezavantajları vardır. Bu da onları birbirlerini güçlü bir şekilde tamamlayan araçlar haline getirmektedir [26].

2.2. Maksimal Örtüşen Ayırık Dalgacık Dönüşümü (MODWT Algoritması)

MODWT (Çok Seviyeli Ayrıntılı Dalgacık Dönüşümü), bir dizi ölçek boyunca varyasyonları analiz eden doğrusal bir filtreleme işlemidir. Bu yöntem skalaya özgü sinyal davranışlarını detaylıca incelemek için kullanılır. MODWT, sinyalde meydana gelen herhangi bir kaymanın dalgacık katsayılarında eşit bir kaymaya yol açtığı, zaman kaydırmasına duyarlı olmayan bir tekniktir. MODWT, orijinal zaman serisini her seviyede ayrıştırılmış dalgacık ve ölçekleme katsayılarıyla hizalamayı iyileştirir. Bu, dalgacık katsayılarının her zaman diliminde

orijinal sinyalle uyumlu hale getirildiği bir dönüşümdür. Böylece ölçek ve zaman boyunca lokalize edilmiş sinyal varyasyonlarını analiz etmek daha kolay hale gelmektedir. MODWT, ölçek bazında ayrıştırma ve enerji dağılımını çözümlmek için kullanılır. ‘ $f(x)$ ’ fonksiyonu, ölçekleme ve dalgacık fonksiyonlarının lineer kombinasyonundan oluşur. Burada ‘ j_0 ’ ayrıştırmanın seviyelerinin sayısını belirtir. Elde edilen çıktı, ayrıntılı ve ölçekleme katsayılarının birleşiminden meydana gelmektedir. Her seviyede ayrıntılı katsayılar elde edilirken ölçekleme katsayıları yalnızca son seviyede üretilmektedir [34-36].

$$f(x) = \sum_{k=0}^{N-1} C_k 2^{-j_0/2} \phi(2^{-j_0}x - k) + \sum_{j=1}^{j_0} f_j(x) \quad (2.7)$$

$$f_j(x) = \sum_{k=0}^{N-1} d_{j,k} 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}x - k) \quad (2.8)$$

MODWT, genişletilmiş N-çok katsayılarını $\{C_k\}$ ve $(j_0 * N)$ kadar ayrıntılı katsayıları $\{d_{j,k}\}$ üretir. Bu yöntem enerjiyi ölçekleme katsayıları ve farklı ölçekler arasında dağıtarak işlemektedir.

$$\|x\|^2 = \sum_{j=1}^{j_0} \|w_j\|^2 + \|v_{j_0}\|^2 \quad (2.9)$$

‘ x ’ girdi verisiyle ilgili olarak, ‘ w_j ’ ölçeğindeki ayrıntı katsayıları ve ‘ v_{j_0} ’ son seviye ölçekleme katsayıları elde edilir. Dalgacık dönüşümü BCG (Ballistokardiografi) sinyalleri gibi durağan olmayan sinyallerin analizi için ideal bir araçtır. Özellikle önceden belirlenmemiş yerel özelliklere sahip sinyallerin analizi için uygundur. Buna karşın Fourier dönüşümü durağan sinyallerde en etkili performansı sergilemektedir. MODWT, DWT’nin (Ayrık Dalgacık Dönüşümü) aksine sinyali filtreledikten sonra alt örnekleme yapmaz. Bu, zaman kaydırmasına duyarlılık göstermeme, herhangi bir zaman serisinin rastgele örneklem büyüklüğünde analiz edilebilmesi ve daha kaba ölçeklerde artan çözünürlük gibi özellikler kazandırmaktadır. Ayrıca MODWT, DWT’ye göre daha verimli asimptotik dalgacık varyans tahminleri sağlamaktadır. MODWT bir sinyali detay ve düzlük bileşenlerine ayırmaktadır. Detaylar belirli bir zaman ölçeğindeki değişiklikleri, düzlükler ise düşük frekansta pürüzsüz

değişiklikleri tanımlar. Verilen ‘ X_t ’ zaman serisinde, ‘ j_o ’ MODWT seviyesi ‘ j_{o+1} ’ vektöründen oluşur (yani w_1, \dots, w_{j_o} ve v_0). Bu vektörlerin her biri ‘ N ’ boyutundadır. ‘ \tilde{w}_j ’ vektörü, $tj = 2^{j-1}$ ölçeğindeki değişikliklere bağlı dalgacık katsayılarını içerir. ‘ w_j ’ ve ‘ v_j ’, ‘ X_t ’nin aşağıdaki gibi filtrelenmesiyle oluşturulabilir: [33]

$$\tilde{w}_{j,t} = \sum_{l=0}^{N-1} \tilde{h}_{j,l}^{\circ} X_{t-l \bmod N} \quad (2.10)$$

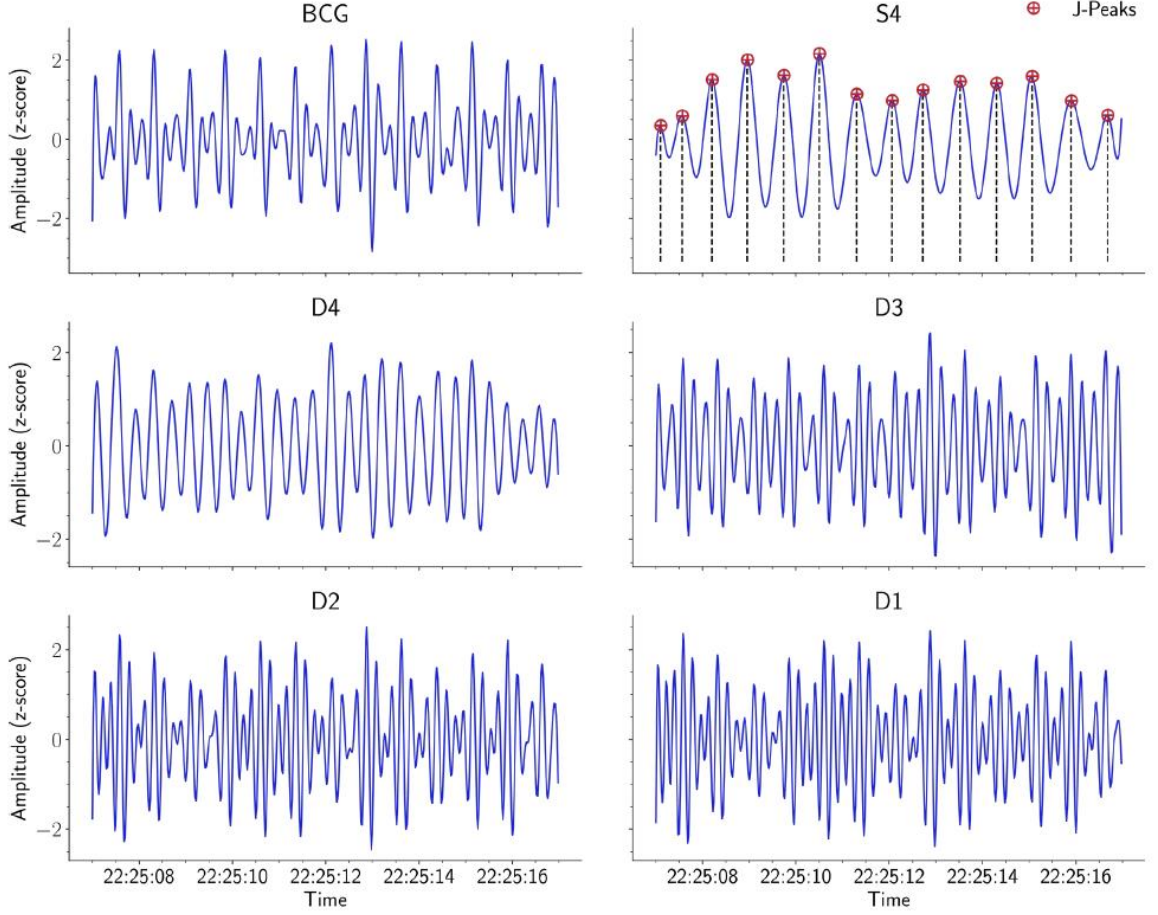
$$\tilde{v}_{j,t} = \sum_{l=0}^{N-1} \tilde{g}_{j,l}^{\circ} X_{t-l \bmod N} \quad (2.11)$$

‘ $j = 0$ ’dan ‘ $N - 1$ ’e kadar ve ‘ $j = 1$ ’den ‘ l ’e kadar olan süreçlerde, ‘ $\tilde{h}_{j,l}^{\circ}$ ’ ve ‘ $\tilde{g}_{j,l}^{\circ}$ ’, ‘ j ’inci seviye MODWT dalgacık ve ölçekleme filtreleridir. MODWT’nin çoklu çözünürlük analizi (MRA), sinyali yüksek geçiş filtreleriyle elde edilen ayrıntılı bileşenlere ve düşük geçiş filtreleriyle elde edilen pürüzsüz bileşenlere böler. MODWT tabanlı MRA şu şekilde tanımlanabilir:

$$X = \sum_{j=1}^L D_j + S_j \quad (2.12)$$

$$D_{j,t} = \sum_{l=0}^{N-1} \tilde{h}_{j,l}^{\circ} \tilde{w}_{j,t+l \bmod N} \quad (2.13)$$

$$S_{j,t} = \sum_{l=0}^{N-1} \tilde{g}_{j,l}^{\circ} \tilde{V}_{j,t+l \bmod N} \quad (2.14)$$



Şekil 7. 10 saniyelik bir BCG sinyali için gerçekleştirilen MODWT analizi [38]

Burada ‘ D_j ’, ‘ j ’ seviyesindeki dalgacık detaylarını ifade eder ve ‘ S_j ’, ‘ j ’ seviyesindeki dalgacık düzgünlüğünü temsil eder. Şekil 7; 10 saniyelik bir BCG sinyali üzerinde yapılan MODWT çoklu çözünürlüklü analizin bir örneğini sunmaktadır. Bu analizde, BCG sinyalinin incelenmesi amacıyla Biorthogonal 3.9 (bior3.9) wavelet kullanılarak 4 ayrıştırma seviyesi belirlenmiştir. Dördüncü seviye pürüzsüz katsayıları (S4), J-Peaks olarak bilinen maksimum

tepe noktalarına işaret eder. Amplitüd, daha net görselleştirme için normalleştirilmiş (z-skor) olarak ayarlanmıştır [35].

2.2.1. MODWT Algoritması Fonksiyonları

$w = \text{modwt}(x)$ fonksiyonu: 'x'in maksimum örtüşen ayrık dalgacık dönüşümü (MODWT) sonucunu üretir. 'x', gerçekte veya karmaşık değerli bir vektör veya matris olabilir. Eğer 'x' bir matris ise, modwt işlemi 'x'in sütunları üzerinde uygulanır. MODWT fonksiyonu, 'x' bir vektör olduğunda $\log_2(\text{length}(x))$ seviyesinde dalgacık dönüşümü uygular; 'x' bir matris olduğunda ise $\log_2(\text{size}(x,1))$ seviyesine kadar dalgacık dönüşümü yapar. Varsayılan olarak, modwt fonksiyonu dört kaybolma momentine sahip ('sym4') ve periyodik sınır işleme özelliğine sahip Daubechies en az asimetrik dalgacı kullanmaktadır.

$w = \text{modwt}(x, \text{wname})$ ifadesi: 'x' için belirtilen ortogonal dalgacık türü olan wname'i kullanarak MODWT'yi hesaplar. Ölçekleme filtresi L_0 ve dalgacık filtresi H_i kullanılarak x'in MODWT'si hesaplanır. Bu filtreler, bir ortogonal dalgacık için gerekli koşulları sağlamalıdır. wname ve L_0 ile H_i filtre çifti aynı anda belirtilmemelidir.

$w = \text{modwt}(x, \text{wname}, \text{lev})$ ifadesi: yukarıdaki sözdizimlerinden herhangi birini kullanarak MODWT'yi belirtilen düzeye (lev) kadar hesaplamaktadır.

$w = \text{modwt}(x, \text{'reflection'})$ ifadesi: yansıma sınır işleme metodu kullanarak MODWT'yi gerçekleştirir. Bu diğer girdi argümanlarının herhangi biri ile birlikte kullanılabilir. Sinyal terminal ucunda simetrik olarak iki katına çıkarılarak dalgacık dönüşümü hesaplanmadan önce genişletilir. MODWT tarafından üretilen dalgacık ve ölçekleme katsayılarının sayısı giriş sinyalinin iki katı uzunluğuna eşittir. Varsayılan olarak sinyal periyodik olarak uzatılır. Eğer 'yansıma' adında bir dalgacık yöneticisine eklendiyse, bu seçeneği kullanmadan önce dalgacık yeniden adlandırılmalıdır. 'reflection' seçeneği girdi argümanı listesinde x'ten sonra herhangi bir konuma eklenebilir.

2.2.2. Girdiler

x : Girdi Sinyali (Vektör | Matris)

Bir vektör veya matris olarak belirtilen giriş sinyalıdır. Giriş sinyali olarak belirtilen vektör veya matrisin boyutu şu şekilde ifade edilir: Eğer ' x ' bir vektör ise, en az iki elemana sahip olmalıdır. Matris ise, en az iki satıra sahip olmalıdır.

Veri Türleri: tek veya çift

Karmaşık Numara Desteği: Evet

Wname: Dalgacık analizi

Dalgacık analizi sırasında incelenen bir dizi seçenek bulunmaktadır:

- 'haar' - Haar dalgacığı
- 'dbN' - N, 1 ile 45 arasında bir pozitif tamsayı olup, N kaybolma momentli Daubechies dalgacığı
- 'symN' - N, 2 ile 45 arasında bir pozitif tamsayı olup, N kaybolma momentli Symlets dalgacığı
- 'coifN' - N, 1 ile 5 arasında bir pozitif tamsayı olup, N kaybolma momentli koiflet dalgacığı
- 'fkN' - N, 4, 6, 8, 14, 18 ve 22 olmak üzere belirli katsayılarla sahip Fejér-Korovkin dalgacığı

L_0 , H_i — Filteleri (çift uzunlukta gerçek değerli vektörler)

Belirtilen filtreler L_0 ve H_i , bir çift eşit uzunlukta gerçek değerli vektör olarak tanımlanmıştır. Bu filtreler, ortogonal bir dalgacık için gereken koşulları sağlamalıdır. L_0 ve H_i filtreleri aynı uzunlukta olmalıdır. Ancak, dalgacık adı ve L_0 - H_i filtre çifti her ikisi birden belirtilmemelidir.

lev — Dönüştürme düzeyi (Pozitif Tam Sayı)

Eğer x bir vektör ise, dönüşüm düzeyi $N = \text{uzunluk}(x)$ olarak belirtilir; eğer x bir matris ise, $N = \text{boyut}(x,1)$ olarak belirtilir. Bu dönüşüm düzeyi, $\text{kat}(\log_2(N))$ değerinden küçük veya ona eşit bir pozitif tamsayıdır. Eğer belirtilmemişse, lev varsayılan olarak $\text{kat}(\log_2(N))$ olarak kabul edilir.

2.2.3. Çıktı

‘W’, ‘x’in MODWT (Maksimum Örtüşmeli Ayrık Dalgacık Dönüşümü) dönüşümü olarak tanımlanır. ‘W’, ‘x’in dalgacık ve son seviye ölçekleme katsayılarını barındırır. Eğer ‘x’ bir vektörse, ‘W’ bir ‘lev+1’ satır ve ‘N’ sütundan oluşan bir matristir. Eğer ‘x’ bir matris ise, ‘W’ ‘lev+1’ satır, ‘N’ sütun ve ‘NC’ derinlikten oluşan üç boyutlu bir dizidir. Burada ‘NC’, x'teki sütun sayısını temsil eder. ‘N’, 'yansıma' sınır işlemesi belirtilmediği sürece giriş sinyalinin uzunluğuna eşittir. 'yansıma' işlemi belirtildiğinde ise ‘N’, giriş sinyalinin iki katı uzunluğundadır. Dizinin k. satırı olan ‘W’, $2^{(k-1)}$ ölçeğindeki dalgacık katsayılarını içerir. Dizinin son (lev+1) satırı ise 2^{lev} ölçeğindeki ölçekleme katsayılarını barındırır.

2.2.4. Algoritma

MODWT için standart algoritma zaman alanında doğrudan dairesel dönüşüm işlemi uygulanarak çalışır. Bu, Fourier alanındaki dairesel dönüşüme karşılık gelir. Seviye j'deki dalgacık ve ölçekleme filtre katsayıları, Discrete Fourier Transform (DFT) ürünlerinin ters DFT alınmasıyla elde edilir. Bu hesaplama, sinyalin DFT'si ile seviye j'deki dalgacık veya ölçekleme filtresinin DFT'sinin çarpımıyla gerçekleştirilir. H_k ve G_k , sırasıyla, MODWT'nin dalgacık ve ölçekleme filtrelerinin ‘N’ uzunluğundaki DFT'lerini ifade eder. j düzeyi ve ‘N’ örnekleme boyutunu belirtir. ‘j’. seviye dalgacık filtresi şu şekilde ifade edilir:

$$\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} H_{j,k} e^{\frac{i2\pi nk}{N}} \quad (2.15)$$

$$H_{j,k} = H_{2^{j-1}k \bmod N} \prod_{m=0}^{j-2} G_{2^m k \bmod N} \quad (2.16)$$

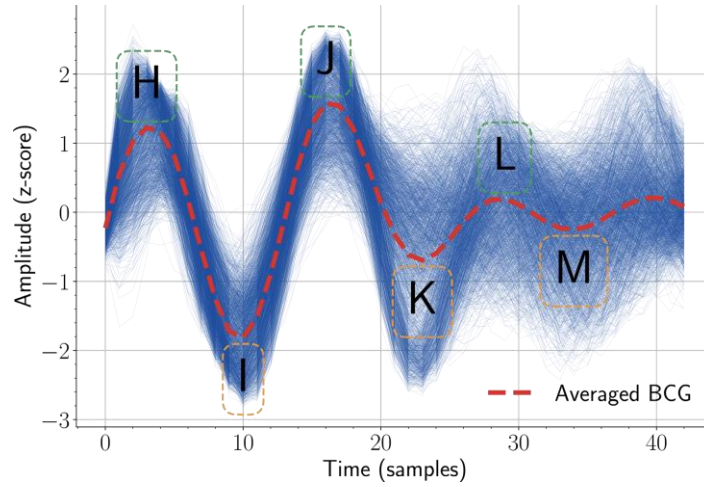
‘j’. düzey ölçeklendirme filtresi şu şekilde ifade edilir:

$$\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} G_{j,k} e^{\frac{i2\pi nk}{N}} \quad (2.17)$$

$$G_{j,k} = \prod_{m=0}^{j-1} G_{2^m k \bmod N} \quad (2.18)$$

2.3. Şablon Eşleme (Template Matching Algoritması)

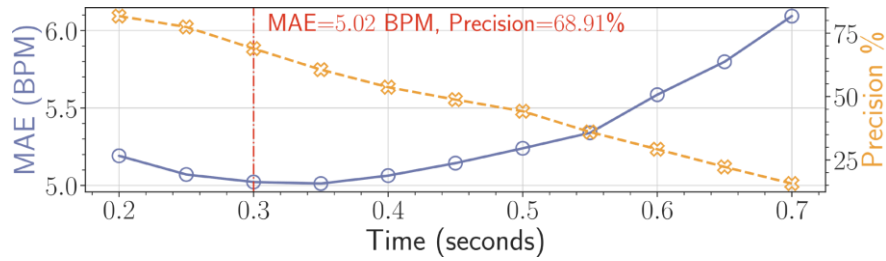
Şablon Eşleme yaklaşımının en büyük zorluklarından biri uygun prototip veya şablonun ve benzerlik ölçütünün seçilmesidir. Deneyde prototip olarak kullanılan kalp döngüsü, MFOS matı kullanılmıştır. Prototip, yüksek kalitede ve 30 saniyelik (1500 örnek) BCG segmentlerinin manuel olarak seçilmesiyle belirlenmiştir.



Şekil 8. BCG sinyallerinin bir topluluk ortalaması [31]

"Yüksek kalite" ifadesi, segmentin hareket artefaktlarından arınmış olduğunu belirtir. Ayrıca, kardiyak döngüler 0,5 saniyelik bir örtüşme ile kolaylıkla ayırt edilir. Bu örtüşme, MFOS'un göreceli olarak düşük örnekleme frekansını dikkate alarak, kardiyak döngülerin doğru tespit edilmesine yardımcı olan bir artıklık oluşturur. Üçüncü olarak, analizimiz sadece BCG sinyalinin "I-J-K" kompleksini içeren dilimleri dikkate alır; diğer dilimler hariç tutulur.

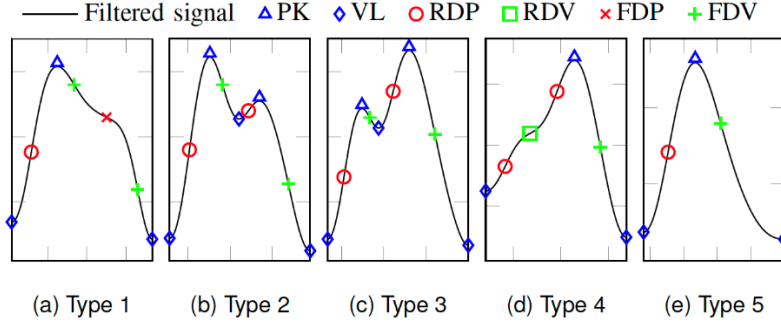
Minimum tepe mesafesi (MPD) 0,3 saniye olarak belirlenmiş ve bu süre deneysel gözlemlere dayanarak seçilmiştir. MPD, 10 hastada yapılan kalp atışı tespiti doğruluğu üzerindeki etkileri kesinlik (P_{rec}) ve ortalama mutlak hata (MAE) incelenerek belirlenmiştir. Tespit edilen kalp atışları doğru ve yanlış olarak sınıflandırılmıştır. Her MPD için yanlış algılamalar hesaplanmış, ardından P_{rec} , "tespit edilen kalp atışlarının ne kadarının doğru olduğunu" gösteren bir ölçüt olarak değerlendirilmiştir. $P_{rec} = \text{doğru} / (\text{doğru} + \text{yanlış})$. Dakikadaki vuruş sayısı (BPM) cinsinden hesaplanan ortalama MAE, mesafe arttıkça artma eğilimi gösterirken, ortalama hassasiyet mesafe arttıkça düşme eğilimindedir. Bu nedenle, 0,3 saniyelik mesafe, düşük MAE (5,02) ve yüksek hassasiyet (%68,91) arasında optimal bir denge olarak seçilmiştir. Şekil 9'da performans ve mesafe karşılaştırılması gösterilmektedir.



Şekil 9. Minimum tepe mesafeleri ile kalp atışı tespit performansının karşılaştırılması [22]

2.3.1. Heterojen Şablon Tiplerini Tanımlama

‘Template Matching’ Algoritması, çeşitli kalp atışı sinyal şekillerini beş heterojen tipte kategorize edebilen farklı şablonlar kullanır. Bu algoritma, tek bir kalp atışı sinyalin şeklinin sağlamlığını sınırlı bir şekilde gerektirdiği için farklı kişiler ve vücut üzerindeki değişen ölçüm noktalarıyla ilgili olarak güçlü bir performans sergiler. Şekil 10’da, eşit olmayan kalp atışı sinyal şekillerinin örnek eğrileri bulunmaktadır. Tip 2, dikrotik çentik içeren bir sinyal şeklini temsil ederken, diğer tipler benzer şekilde yüksek olma olasılıkları nedeniyle belirlenmiştir. Her şablon türü, birden fazla karakteristik noktayı içeren sinyal şekilleri olarak tanımlanmıştır [5].



Şekil 10. Beş heterojen kalp atışı eğrisi türü [5]

2.3.2. Özellikleri Algılama Zorlukları

Tip 2 ve Tip 3 özellikleri benzer olduğundan, bir sinyalde iki tepe arasındaki yükseklik farklarını incelemek önemlidir. Eğer birinci tepe, ikincisinden daha yüksek ise, sinyal Tip 2 kalp atışı şeklinde kabul edilir. Diğer durumda, yani ilk tepe daha düşükse, sinyal çıkışı ana kalp atışı tepe noktasından önceki dikrotik çentikle Tip 3 kalp atışı formunu alır. Ayrıca, ardışık iki Tip 5 kalp atımının, Tip 2 ve Tip 3 kalp atışlarıyla benzer özellik sıralamasına sahip olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu sebeple, ardışık iki Tip 5 kalp atışını diğer tiplerden ayırmak için ek eğri özellikleri değerlendirilmelidir.

2.3.3. Eğitim Aşaması

Kalp atışlarını tespit etmek amacıyla bir ATM tabanlı sistem kullanılmadan önce, şablon veri tabanı oluşturulması için bir eğitim aşaması gereklidir. Bu aşamada, radar sistemleri kullanılarak bir veya daha fazla bireyin kalp atışı sinyalleri ölçülür ve bu şekilde her bir kalp atışı türüne ait çeşitli sinyal eğrileri elde edilir. Eğitim sürecinde ayrıca daha sonraki doğrulamalar için test edilen kişinin EKG sinyali eş zamanlı olarak kaydedilir. Radar tarafından alınan sinyal filtrelenir ve ardından belirli özellik dizileri saptanarak şablon türleri 1'den 4'e kadar incelenir. Piklerin belirginliği ve bitişik tepe noktaları arasındaki zaman farkı

değerlendirilirken, tip 5 için ayrı bir şablon oluşturulmaz. Kalp atışı tespitlerinin doğruluğu EKG referansı ile doğrulanır. Doğru olarak belirlenen bölümler çıkarılır ve uygun türler için örnek şablon olarak saklanır. Ayrıca, sınıflandırma sırasında tutarlılık sağlamak amacıyla örnekler önceden belirlenmiş standart bir numune uzunluğuna sahip olacak şekilde yeniden örneklendirilir.

2.3.4. Sınıflandırma Aşaması

Yeni ölçüm verilerinin sınıflandırılmasında ilk adım, önceden tanımlanmış özelliklerin çıkarılmasıdır. Bu özellikler, eğitim aşamasında olduğu gibi ölçülen sinyallerdeki 1-4 arası dizi tiplerini saptamak için kullanılır. Belirli bir karakteristik dizi tespit edildiğinde uygun kesit normalleştirilmiş numune boyutu m'ye yeniden örneklendirilir. Ardından bu kesit sıfır ortalama değerlerine sahip vektörler kullanılarak eğitim aşamasında oluşturulan ilgili tip şablonları $B_{m,i}$ ile çapraz korelasyona sokulur. Bu işlem, sinyal içindeki dizi tiplerini doğru bir şekilde tanımlamayı amaçlar.

$$r_i = \frac{\sum_m (A_m - \bar{A}) \cdot (B_{m,i} - \bar{B}_i)}{\sqrt{\sum_m (A_m - \bar{A})^2 \cdot \sum_m (B_{m,i} - \bar{B}_i)^2}} \quad (2.19)$$

Eğer korelasyon katsayısı önceden belirlenmiş bir eşik değerinin üzerindeyse, incelenen kesit bir kalp atışı olarak kabul edilir. Kalp atışının kesin yeri, kesit içindeki en yüksek tepe noktası tarafından belirlenir. Tip 2 veya Tip 3 eğrilerinde alt tepe noktaları açıkça kalp atışı olarak değerlendirilmez. Kalan Tip 5 pikleri ise önem dereceleri ve yanındaki piklere olan mesafeleri dikkate alınarak sınıflandırılır.

2.4. Fizibilite Çalışması

Bu çalışma, kalp atış hızını gerçekçi bir ortamda ölçmek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Araştırma çeşitli senaryoları içererek gerçek dünya durumlarına benzer bir ortam sunmaktadır. Elde edilen veri tabanı sağlık izleme yöntemlerinin güvenilirliğini geliştirmek amacıyla dört

farklı gerçek dünya durumunun etkisini araştırmayı hedeflemektedir. Bu çalışma kalp atış hızı ölçümü verilerini gerçek dünya koşullarında değerlendirerek sağlık alanında daha etkili çözümlerin geliştirilmesine katkıda bulunmayı amaçlamaktadır [2].

2.4.1. Aydınlatma Farkı Oturumu

Bu oturumla ilgili yapılan bir çalışmada ortamın ışık yoğunluğundaki değişimlerin video kalitesi üzerindeki önemli etkileri incelenmiştir. Özellikle yüksek ışık yoğunluğunun görüntüyü bozabileceği ve düşük ışık yoğunluğunun ise görüntüyü karartabileceği göz önünde bulundurulmuştur. Araştırma, 310 lx ile 560 lx arasında değişen üç farklı aydınlatma seviyesinde kalp atış hızı tahminlerini gerçekleştirmiştir. Bu aydınlatma seviyeleri, 510-550 lx aralığında yüksek aydınlatma yoğunluğu, 430-470 lx aralığında orta aydınlatma yoğunluğu ve 340-380 lx aralığında düşük aydınlatma yoğunluğu olarak sınıflandırılmıştır. Araştırma sırasında, aydınlatma varyansının etkilerini izlemek amacıyla toplam 36 denek kullanılmıştır; her bir aydınlatma seviyesi için 12 denek. Deneklerden, oturum sırasında minimum fiziksel hareketle kameraya dönük olarak boшта oturmaları istenmiştir. Bu duruş, aydınlatma değişimlerinin kalp atış hızı tahminlerine olan etkilerini net bir şekilde gözlemlemek için tasarlanmıştır. Araştırmanın amacı, farklı ışık koşullarının, dijital kamera ile kalp atış hızı tahmini yaparken nasıl bir etki yarattığını anlamak ve bu etkileri minimize etmek için gerekli düzenlemeleri yapabilmektir. Bu, özellikle non-invaziv kardiyovasküler izleme teknolojilerinin doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmak için önemlidir [25].

2.4.2. Hareket Varyansı Oturumu

Bu oturumda incelenen "rijit olmayan hareket varyansı", yüzdeki kas hareketlerinden kaynaklanır ve genellikle konuşma, gülümseme, esneme gibi yüz ifadelerinin gösterilmesiyle meydana gelir. Bu tür hareketler, yüzdeki aydınlatma seviyesinde değişikliklere ve ROI'nin (İlgi Alanı) kaymasına ve dalgalanmasına neden olabilir. Öte yandan, vücut hareketinin neden

olduğu hareket değişimi, kafa yönünün değiştirilmesi veya vücut duruşunun değiştirilmesi gibi senaryolardan kaynaklanır ve benzer etkilere sahiptir.

Bu bağlamda yapılan çalışmalardan birinde iki farklı senaryo altında toplam 45 denekten veri toplanmıştır. İlk senaryoda, deneklerin minimum fiziksel hareketle ve kameraya dönük olarak sakin bir şekilde oturmaları istenmiştir. Bu senaryo, aydınlatma ve ROI'nin sabit kalmasını sağlayarak, kalp atış hızı tahmininin doğruluğunu maksimize etmeye odaklanır. İkinci senaryoda ise, deneklerden bilgisayar kullanmaları ve bilgisayarla etkileşim sırasında konuşmaları ve duygularını ifade etmeleri istenmiştir. Bu senaryo, daha gerçekçi ve dinamik bir durumu taklit eder ve deneklerin kendilerini özgürce konumlandırmalarına izin verilmiştir. Bu durum, rijit olmayan hareket varyansının ve vücut hareketlerinin, kalp atış hızı tahmini üzerindeki etkisini anlamak için tasarlanmıştır. Bu iki senaryo, kalp atış hızı tahmini tekniklerinin, farklı yüz ve vücut hareketlerine ne kadar dayanıklı olduğunu test etmek için önemlidir. Ayrıca bu tür hareketlerin ve değişen aydınlatma koşullarının etkilerini azaltmak için gerekli adaptasyonların ve iyileştirmelerin geliştirilmesine yardımcı olur [25, 26].



Şekil 11. Hareket varyansı oturumu için ROI kayması

2.4.3. Cilt Tonu Farkı Oturumu

Cilt tonundaki değişiklikler, dijital kamera tabanlı kalp atış hızı ölçüm yöntemlerinin doğruluğu ve güvenilirliği açısından oldukça önemlidir. Bu yöntemler genellikle kişinin cildindeki mikroskobik renk değişikliklerini ölçerek kalp atış hızını tahmin etmeye dayanır. Bu mikroskobik renk değişiklikleri, hemoglobini taşıyan kılcıl damarların yer aldığı dermis tabakasında meydana gelir ve cilt pigmentasyonunu indükleyen melanin içeren epidermis

tabakası boyunca ışığın saçılması yoluyla görünür hale gelir. Melanin miktarı, bu saçılan sinyalin gücünü etkileyebilir ve dolayısıyla mikroskobik renk değişikliklerinin tespitini zorlaştırabilir veya kolaylaştırabilir.

Yapılan çalışmaların birinde farklı cilt tonlarına sahip 45 denek üzerinde veri toplanmıştır. Denekler, görsel olarak değerlendirilerek cilt tonlarına göre üç gruba ayrılmıştır: Açık, Kahverengi ve Siyah cilt tonları. Bu gruplandırma, cilt tonunun mikroskobik renk değişikliklerinin tespitine olan etkisini anlamak için yapılmıştır. Her grup 15 denekten oluşmuştur. Deneklerden, minimal fiziksel hareketle ve yüzlerini kameraya dönük şekilde oturmaları istenmiştir. Bu duruş, cilt tonunun dijital kamera tabanlı kalp atış hızı ölçüm yöntemlerinin doğruluğu ve güvenilirliği üzerindeki etkisini net bir şekilde değerlendirmek için tasarlanmıştır [25]. Bu çalışma, cilt tonunun, kalp atış hızı ölçüm yöntemlerindeki performans üzerindeki etkisini anlamada önemli bir adımdır ve bu alandaki teknolojilerin daha kapsayıcı ve doğru olmasını sağlamak için önemli bilgiler sunar.

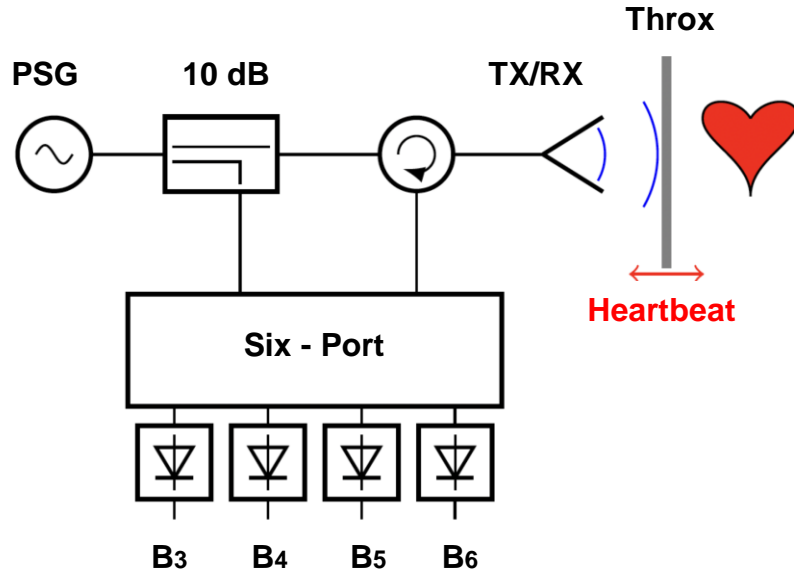


Şekil 12. Üç farklı cilt tonunda açıklama

2.5. Ölçüm Sistemi

Yeni yaşamsal belirti ölçümlerinin doğrulanması amacıyla Altı Bağlantılı mikrodalga interferometresi kullanılmıştır, bu cihaz belirli bir CW radar türüne aittir. Altı Bağlantılı yapı, ilk olarak 1970'lerde Engen ve Hoer tarafından güç ölçümleri yapmak üzere geliştirilmiş ve günümüzde dörtlü interferometre olarak da işlev görmektedir. Radar uygulamalarında tamamen pasif bir yapıya sahip olması, yüksek faz hassasiyeti, düşük enerji tüketimi ve maliyeti ile öne çıkar. Bu ölçümlerde tek noktadan yansıma yapan mono statik bir sistem

varyasyonu tercih edilmiştir ve sistem şeması Şekil 11'de gösterilmiştir. Radyo frekansı (RF) sinyali, Keysight marka bir PSG Analog Signal Generator E8257D kullanılarak 24,05 GHz'de üretilir ve 5 dBm güç sağlar. Bir 10 dB kuplör, RF sinyalini iki kısma ayırır. Daha büyük kısmı, 15 dB kazançlı bir horn anten aracılığıyla iletilir ve bir kişinin göğüs kafesine yönlendirilirken aynı zamanda bir alıcı (RX) anteni olarak işlev görür. Alınan sinyal, bir sirkülatör aracılığıyla Altı Portlu cihazın iki girişinden birine yönlendirilir. Diğer giriş portu ise, kuplörden elde edilen küçük çıkış sinyali ile beslenir.



Şekil 13. Altı Bağlantı Noktalı sensörün blok şeması [35]

İki Altı Bağlantılı giriş sinyali, $\pi/2$ faz farkı ile üst üste getirilir ve bu işlem dört çıkış sinyalini meydana getirir. Bu sinyaller, Analog Devices marka dört Schottky diyot tabanlı zarf dedektörü ADL6010 tarafından temel bant voltajlarına B3...6'ya çevrilir. Dört çıkış voltajı, analogdan dijitale dönüştürücüler (ADC) ile ölçülür ve elde edilen veriler, iki giriş sinyali arasındaki faz kayması olan $\Delta\sigma$ 'nın hesaplanması için kullanılır.

$$\Delta\sigma = \arg\{(B_5 - B_6) + j(B_3 - B_4)\} \quad (2.20)$$

Kalp atışlarının neden olduğu göğüs kafesi titreşimleri, yansıyan sinyalde bir faz kaymasına yol açar. Bu faz kayması, bilinen dalga boyu λ kullanılarak, göğüs kafesinin göreceli yer değiştirmeleri olan Δx 'in hesaplanmasını mümkün kılar.

$$\Delta x = \frac{\Delta \sigma}{2\pi} \cdot \frac{\lambda}{2} \quad (2.21)$$

Bu ölçüm sisteminde veri toplama işlemi, Texas Instruments tarafından üretilen ADS1298 cihazı kullanılarak gerçekleştirilir. Bu cihaz, 24 bit çözünürlük ve saniyede 500 örnek alma hızı özelliklerine sahiptir. Altı Bağlantı Noktalı temel bant voltajları, deneyde yer alan kişinin bağlı olduğu iki elektrotun çıkış voltajlarıyla birlikte farklı zamanlarda ve senkronize bir şekilde örneklenir. Toplanan veriler, Ethernet aracılığıyla bir kişisel bilgisayara aktarılır ve burada ileri düzeyde sinyal işleme işlemleri uygulanır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Giriş

Algoritma akışına göre, öncelikle web kamerası aracılığıyla bir görüntü yakalanır. Eğer görüntü içinde bir yüz tespit edilemezse, sistem gözleri bulmaya çalışır. Ne yüz ne de gözler bulunmuyorsa, algoritma görüntüyü yeniden tarayarak yüz arar. Yüz algılandığında, İlgili Bölge (ROI) seçilir. ROI belirlendikten sonra cilt segmentasyonu yapılır ve RGB kanalları oluşturulur. Bu kanallardan alınan görüntüler, bir yumuşatma işleminden geçirilir ve sonrasında FFT (Fast Fourier Dönüşümü) kullanılarak sinyal elde edilir; elde edilen sinyalle kalp hızı hesaplanır ve sonuç ekran üzerinde gösterilir.

Bu algoritma, rPPG tekniği ile ölçülen fizyolojik sinyallerin son yıllarda artan popülerliğini temel alır. Ancak, kafa dönüşleri ve kamera ile aradaki mesafenin değişmesi gibi faktörler hassasiyeti etkileyebilir. Bu tür sorunlara çözüm olarak çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. İlk olarak, simetrik ikame yöntemi uygulanmıştır. Örneğin, bireyin kafası 30 ile 45 derece arasında döndürüldüğünde, tespit edilen ROI bilgileri, tespit edilmeyen alanlara kopyalanır. Sonuçlar, tam yüz pozisyonundaki kalp atış hızı ölçümleriyle karşılaştırıldığında kayda değer bir düşüş göstermemiştir. İkincisi, bu algoritma geleneksel yüz algılama yerine yüz ve göz konumuna dayanan bir kalp atış hızı algılama metodu önermektedir ve düşük RMSE ile özel koşullarda kalp atış hızını doğru bir şekilde tespit edebilir. Üçüncü olarak, denekler uyarıldığında kalp atış hızlarının yükseldiği ancak ifadelerini taklit ettiklerinde temel kalp atış hızında önemli bir değişiklik olmadığı gözlemlenmiştir. Gelecek çalışmalar, yöntemin gerçek zamanlı kararlılığını ve doğruluğunu artırmaya yönelik olacaktır.

3.2. Kullanılan Kütüphaneler

1. OpenCv (cv2)

OpenCV (Open Source Computer Vision Library) görüntü işleme, video analizi ve makine görüşü için popüler bir kütüphanedir. Görüntü işleme, video analizi, nesne tespiti, yüz tanıma gibi birçok görsel işleme görevini gerçekleştirmek için kullanılır.

2. Numpy

NumPy, Python'da bilimsel hesaplama için temel bir kütüphanedir.

3. Dlib: Yüz tespiti ve yüz hatları tespiti için kullanılan bir kütüphanedir. Dlib kütüphanesinin 'shape_predictor_68_face_landmarks.dat' dosyası kullanılarak alın ve yanak bölgeleri belirlenmiştir.
4. PyQt5: Python ile grafiksel kullanıcı arayüzleri oluşturmak için kullanılan bir kütüphanedir. Bu projede, ana pencere, video gösterimi arayüzlerin oluşturulması için kullanılmıştır.
5. Imutils: Görüntü işleme fonksiyonlarını kolaylaştıran bir yardımcı kütüphanedir. Dlib ile birlikte yüz hatlarının koordinatlarını almak için kullanılmıştır.

3.3. Gri Tonlamaya Dönüştürme

Gri tonlamaya dönüştürme, renkli bir görüntünün gri tonlarında bir görüntüye çevrilmesi işlemidir. Bu işlem, her pikselin rengini tek bir yoğunluk değeri ile temsil ederek yapılır. Gri tonlamaya dönüştürmenin çeşitli yöntemleri vardır, ancak temel prensip, görüntüdeki her pikselin kırmızı (R), yeşil (G) ve mavi (B) bileşenlerinin bir ağırlıklı ortalamasını almaktır. Bu, insan gözünün farklı renklere duyarlılığını dikkate alarak yapılır.

Gri tonlamalı görüntülerin yüz tespiti ve 'landmark' tespiti gibi işlemler için daha uygun olmasının sebepleri:

- Daha Az Veri: Gri tonlamalı görüntüler, renkli görüntülere göre daha az veri içermektedir (tek kanal). Bu hesaplamaların daha hızlı yapılmasını sağlamaktadır.

- Özelliklerin Vurgulanması: Gri tonlama, yüz hatları ve diğer önemli özelliklerin daha belirgin hale gelmesine yardımcı olabilir. Çünkü renk bilgisi kaldırılarak sadece parlaklık bilgisi kullanılır.

3.4. Fast Fourier Dönüşümü (FFT)

Fourier dönüşümü, bir sinyalin farklı frekans bileşenlerine ayrılmasını sağlamaktadır.

Gerçek dünyadaki uygulamalarda sinyaller genellikle ayrık ve sonlu uzunluktadır. Bu durumlarda Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT) kullanılmaktadır. DFT, sınırlı sayıda veri noktası için Fourier dönüşümünü hesaplamaktadır.

Fast Fourier dönüşümü, fourier dönüşümünün hızlı ve verimli bir şekilde hesaplanmasını sağlayan bir algoritmadır. Fourier dönüşümü, bir sinyalin zaman veya uzay domeninden frekans domenine dönüştürülmesini sağlar. Bu dönüşüm sinyalin bileşen frekanslarını ve bunların genliklerini analiz etmeye yaramaktadır.

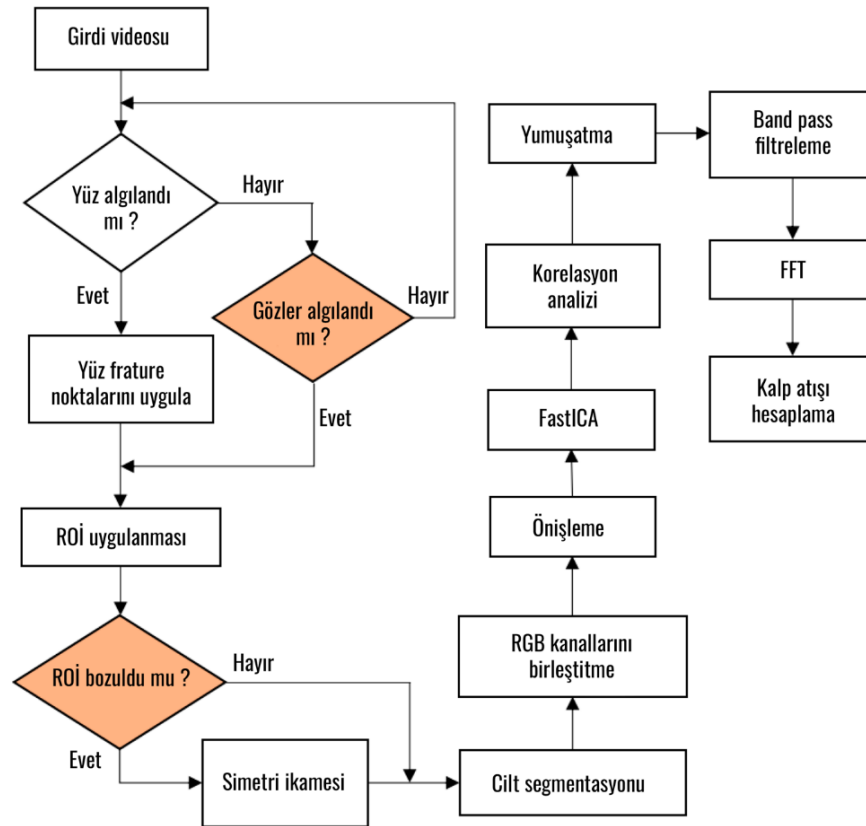
DFT'nin doğrudan hesaplanması $O(N^2)$ zaman karmaşıklığına sahiptir. Bu da büyük veri setleri için hesaplama açısından pahalıdır. FFT, DFT'nin hesaplanmasını önemli ölçüde hızlandıran bir algoritmadır ve zaman karmaşıklığını $O(N \log N)$ seviyesine indirir.

Bu projenin amacına ulaşmak için gereken kalp atış hızı hesabı FFT sayesinde yapılmaktadır. Bu işlem Ek 3'te detaylandırılmıştır.

3.5. Akış Şeması

Akış şeması, bir süreç veya sistemin adımlarını ve bu adımlar arasındaki ilişkileri görsel olarak gösteren diyagramdır. Temassız kalp atış hızı ölçen sistemin akış şeması aşağıda gösterilmiştir. Kamera başlatıldığında ilk olarak yüz/göz algılanmaktadır. Ardından ROI uygulaması yapılmaktadır. Bu bölgelerin tespiti simetrik olabilmesi için gözler ana nokta olarak kullanılmıştır. Cilt segmentasyonuna göre RGB kanalları birleştirilince FastICA işlemi

gerçekleştirilir. FastICA, verilerdeki bağımsız bileşenleri hızlı ve etkili bir şekilde ayırmak için kullanılan bir bağımsız bileşen analizi (ICA) algoritmasıdır. Ardından korelasyon analizi yapılır. Korelasyon analizi, iki veya daha fazla değişken arasındaki doğrusal ilişkiyi ölçen istatistiksel bir yöntemdir. Bu işlemden sonra Band-pass filtresi uygulanır. Band-pass filtreleme, belirli bir frekans aralığındaki sinyalleri geçirirken bu aralığın dışındaki frekansları engelleyen bir sinyal işleme tekniğidir. Tüm bu işlemlerin ardından FFT (Fast Fourier Transform) uygulanarak kalp hızı tespit edilir. FFT, bir sinyalin frekans bileşenlerini hızlı ve verimli bir şekilde hesaplayan algoritmadır.



Şekil 14. Seçilen algoritmanın akış şeması

3.6. Algoritmaların Karşılaştırmaları

Şekil 14 farklı algoritmaların çeşitli kriterler açısından değerlendirilmesini göstermektedir. Şekilde dört algoritmanın (SWT Algoritması, MODWT Algoritması, Template Matching Algoritması ve Seçilen Algoritma) performansı karşılaştırılmaktadır. Her bir algoritma, belirli kriterlere göre "+" veya "-" işaretleri ile değerlendirilmiştir. Tablo, farklı algoritmaların belirli performans kriterlerine ne kadar uyduğunu özetleyerek hangi algoritmanın genel olarak en uygun olduğunu belirlemek amacıyla kullanılabilir. Seçilen algoritmanın her bir kriterdeki performansı, diğer algoritmalarla kıyaslandığında genel olarak daha olumlu bir tablo sergilemektedir.

	SWT Algoritması	MODWT Algoritması	Template Matching Algoritması	Seçilen Algoritma
Farklı Sensörlerle Ölçümde Doğruluk Oranının %95'in Üzerinde Olması	+	+	+	+
Hesaplama 1 Saniyeden Az Olması	+	-	-	-
Gerçek Zamanlı	+	+	-	+
Ortalama Kare Hatasının (RMSE) 4 bpm'in Altında Olması	-	-	-	+
Precision'nın %75'in Üstünde Olması	+	+	-	+
rPPG'inin kullanımı	+	+	+	+

Şekil 15. Kalp atış hızını hesaplamak için kullanılan tekniklerin ve algoritmaların kıyaslaması

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI

Araştırma bulguları, simetrik ikame ve yüz-göz konumu yöntemlerinin kalp atış hızını tahmin etmedeki başarısını ortaya koymaktadır. Çevrimiçi eğitim senaryolarında bireylerin duygusal değişimlerini izlemek için temassız kalp atış hızı algılama teknikleri değerlendirilmiştir. Görüntülerde yüz bilgilerinin eksik olması, kalp atış hızının geleneksel rPPG yöntemleriyle ölçülmesini zorlaştırmaktadır. Önerilen metotta, kamera yüz profilini açıkça gördüğünde, ROI'nin eksikliği simetrik ikame ile giderilmiştir ve yüz maskeleri veya diğer yüz sorunlarına alternatif olarak yüz-göz konumu tercih edilmiştir. Geleneksel yöntemler bu durumlarda kalp atış hızını güvenilir bir şekilde tespit edemez. Yapılan analizler, kalp atış hızının gerçek duygusal durumları belirlemede kullanılabilecek güvenilir bir gösterge olduğunu göstermiştir. Bu nedenle, bu yöntemin akıllı eğitim sistemlerinde öğrenme durumunu tespit etmekte etkili bir veri kaynağı sağlayabileceği sonucuna varılmıştır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, web kamerası kullanarak gerçek zamanlı temassız kalp atış hızı izleme teknolojisinin uygulanabilirliğini ve etkinliğini değerlendirmiştir. Elde edilen bulgular, kullanılan yöntemlerin ve algoritmaların farklı senaryolardaki performansını ortaya koymakta ve gelecekteki uygulamalar için önemli ipuçları sunmaktadır.

Çalışmada incelenen algoritmalar farklı performans kriterleri açısından karşılaştırılmıştır. SWT algoritması, zaman-frekans çözünürlüğü açısından avantaj sağlarken, MODWT algoritması daha yüksek hesaplama maliyeti ve karmaşıklık getirmektedir. Şablon Eşleme algoritması ise, heterojen kalp atışı sinyal şekillerini tanımlamada ve farklı kişiler üzerindeki performansı artırmada üstünlük göstermiştir.

Araştırma sonuçları, özellikle çevrimiçi eğitim senaryolarında bireylerin duygusal durumlarını izlemek için temassız kalp atış hızı algılama tekniklerinin potansiyelini göstermiştir. Yüz profili eksikliği gibi durumlarda simetrik ikame ve yüz-göz konumu yöntemlerinin uygulanması, geleneksel rPPG yöntemlerine kıyasla daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Bu bulgular, özellikle eğitim teknolojilerinde ve uzaktan sağlık izleme sistemlerinde önemli bir veri kaynağı olarak değerlendirilebilir.

Geleneksel yöntemler, yüz maskeleri veya yüz bilgisinin eksik olduğu durumlarda güvenilir kalp atış hızı tespiti sağlayamazken, bu çalışmada önerilen yöntemlerin bu tür zorlukları aşmada etkili olduğu görülmüştür.

Bu çalışmanın sonuçları, temassız kalp atış hızı izleme teknolojisinin daha geniş uygulama alanlarına yayılabilmesi için çeşitli iyileştirme ve geliştirme önerileri sunmaktadır. Öncelikle, algoritmaların daha da optimize edilmesi ve hesaplama maliyetlerinin düşürülmesi gerekmektedir. Ayrıca, farklı ışık koşulları ve hareketli ortamlarda algoritmaların performansını artıracak ek çalışmalar yapılmalıdır. Son olarak, bu teknolojinin klinik ortamlarda ve farklı sağlık izleme uygulamalarında test edilmesi ve doğrulanması, gelecekteki araştırmaların önemli bir odak noktası olmalıdır.

6. EKLER

Ek 1. Gri Tonlamaya Dönüştürme

```
gray = cv2.cvtColor(frame, cv2.COLOR_RGB2GRAY)  
rects = self.detector(gray, 0)
```

Yukarıdaki kod parçası renkli bir görüntüyü gri tonlamalı bir görüntüye dönüştürmektedir. `frame` değişkeni, işlenecek olan renkli görüntüyü içerir. `cv2.cvtColor()` işlevi, bir görüntünün renk uzayını değiştirmek için kullanılmıştır. Burada `cv2.COLOR_RGB2GRAY` argümanı, RGB renk uzayından gri tonlamalı bir görüntü elde etmek için kullanılmıştır.

`rects` ile gri tonlamalı görüntü üzerinde yüzleri tespit edilmektedir. `self.detector` değişkeni Dlib kütüphanesinden alınan bir yüz tespit dedektörüdür. `gray` değişkeni, gri tonlamalı görüntüyü temsil etmektedir. `0` argümanı, yüz tespiti sırasında kullanılacak parametrelerden biridir ve tespit edilen yüzlerin belirlenmesi için bir eşik değeri belirtmektedir. Bu değer ne kadar küçükse tespit edilen yüzlerin belirlenmesi o kadar kesin olur.

Ek 2. Yüz Tanıma ve ROI Belirleme

```

rects = detector(gray, 0)

for rect in rects:
    shape = predictor(gray, rect)
    shape = face_utils.shape_to_np(shape)

    draw_forehead_rectangle(frame, shape)

    draw_cheek_rectangles(frame, shape)

    show_color_signals(frame, forehead_rectangle=(100, 100, 200, 300),
                       left_cheek_rectangle=(150, 150, 250, 250),
                       right_cheek_rectangle=(350, 150, 450, 250))

```

‘rects’ satırı ile yüz tespiti yapılmıştır. ‘predictor’ ve ‘face_utils.shape_to_np’ kodları ile yüz hatları tespit edilmektedir. ‘draw’ kodları ile alın ve yanak bölgelerini gösteren kareler çizdirilmiştir. ‘show_color_signals’ kodu ile renk sinyalleri hesaplanmıştır ve ekranda gösterilmiştir.

```

fps_counter += 1
elapsed_time = time.time() - start_time
if elapsed_time >= 1:
    fps = fps_counter / elapsed_time
    fps_counter = 0
    start_time = time.time()

cv2.putText(frame, f"Frekans: {int(fps)}", (10, 30), cv2.FONT_HERSHEY_SIMPLEX, 0.7)

cv2.imshow("Frame", frame)

if cv2.waitKey(1) & 0xFF == ord("q"):
    break

```

FPS sayacı güncellenir ve ekrana yazdırılır.

Ek 3. FFT (Hızlı Fourier Dönüşümü)

```

if rects:
    rect = rects[0]
    shape = self.predictor(gray, rect)
    shape = face_utils.shape_to_np(shape)
    forehead_rectangle = signal_processing.draw_forehead_rectangle(frame, shape)
    left_cheek_rectangle, right_cheek_rectangle = signal_processing.draw_cheek_rectangles(frame, shape)

    self.draw_rectangle(painter, forehead_rectangle)
    self.draw_rectangle(painter, left_cheek_rectangle)
    self.draw_rectangle(painter, right_cheek_rectangle)

    current_forehead_mean = signal_processing.calculate_red_mean(frame, forehead_rectangle)
    current_left_cheek_mean = signal_processing.calculate_red_mean(frame, left_cheek_rectangle)
    current_right_cheek_mean = signal_processing.calculate_red_mean(frame, right_cheek_rectangle)

    forehead_change = signal_processing.calculate_red_change(current_forehead_mean, self.previous_forehead_mean)
    left_cheek_change = signal_processing.calculate_red_change(current_left_cheek_mean,
                                                                self.previous_left_cheek_mean)
    right_cheek_change = signal_processing.calculate_red_change(current_right_cheek_mean,
                                                                self.previous_right_cheek_mean)

```

‘rects’ koşulu, tespit edilen yüzlerin olup olmadığını kontrol etmektedir. Eğer rects boş değilse bu durumda yüz landmark (yüz hatları) tespiti ve diğer işlemler gerçekleştirilmektedir. Bu koşul, rects içinde en az bir öge varsa (yüz tespit edilmişse) çalışır. rects[0] ifadesi, tespit edilen ilk yüzün koordinatlarını alır ve bu yüz üzerinde işlem yapılmaktadır. ‘predictor’ nesnesi gri tonlamalı görüntü üzerinde ‘rect’ tarafından belirtilen yüz bölgesindeki ‘landmark’ları tespit eder. ‘face_utils.shape_to_np’ fonksiyonu bu ‘landmark’ları ‘numpy’ dizisine dönüştürür. Tespit edilen ‘landmark’lar kullanılarak, alın ve yanak bölgeleri belirlenir ve bu bölgeler üzerinde kırmızı renk değişimleri hesaplanır.

```

if len(self.pulse_estimation_buffer) == self.fft_window_size:
    try:
        fft_data = np.fft.fft(self.pulse_estimation_buffer)
        fft_frequencies = np.fft.fftfreq(len(fft_data), d=3 / self.fps)

```

Bu kod parçasında belirli veri toplandığı zaman FFT işlemi gerçekleştirilmektedir. ‘try’ bloğu herhangi bir hata olduğunda programın çökmemesini sağlamaktadır.

Ek 4. Arayüz

Kalp atış hızı ölçme projesinde basit bir arayüz kullanılmıştır. Kod çalıştırıldığında ekranda 'BAŞLAT' butonu ve konuyla ilgili bir fotoğraf bulunmaktadır. 'BAŞLAT' butonuna tıklandığında fotoğraf kaybolup ekranda kamera açılmaktadır.

```
class MainWindow(QMainWindow):
    def __init__(self):
        super().__init__()

        self.central_widget = QWidget()
        self.setCentralWidget(self.central_widget)

        self.video_label = QLabel()

        self.image_label = QLabel(self)
        self.load_image("kalp.jpg")

        self.pulse_label = QLabel("Kalp Atış Hızı:  BPM")
        self.pulse_label.setAlignment(Qt.AlignCenter)
        self.pulse_label.setStyleSheet("font-size: 30px; color: green;")

        self.setWindowTitle("Kalp Atış Hızı Ölçüm Ekranı")
```

Projenin MainWindow sınıfında __init__ fonksiyonu içerisinde arayüz kodları yazılmıştır. PyQt5 kütüphanesi kullanılarak bir etiket (label) oluşturulmuştur. QLabel ögesi oluşturur ve "Kalp Atış Hızı: BPM" metnini içeren QLabel ögesi oluşturulmuştur. AlignCenter ile etiket merkeze hizalanmıştır. setStyleSheet ile yazı özellikleri belirlenmiştir.

```

self.start_button = QPushButton("BAŞLAT")
self.start_button.setFixedSize(300, 70)
self.start_button.setStyleSheet("font-size: 25px; color: black;")
self.start_button.clicked.connect(self.start_capture)

button_layout = QHBoxLayout()
button_layout.addStretch()
button_layout.addWidget(self.start_button)
button_layout.addStretch()

layout = QVBoxLayout()
layout.addWidget(self.video_label)
layout.addWidget(self.image_label)
layout.addWidget(self.pulse_label)
layout.addLayout(button_layout)

self.resize(1000, 720) # Genişlik: 1000, Yükseklik: 720

```

‘BAŞLAT’ butonu oluşturulmuştur. Butonun özellikleri belirlenmiştir. Pencerenin boyutu belirlenmiştir.

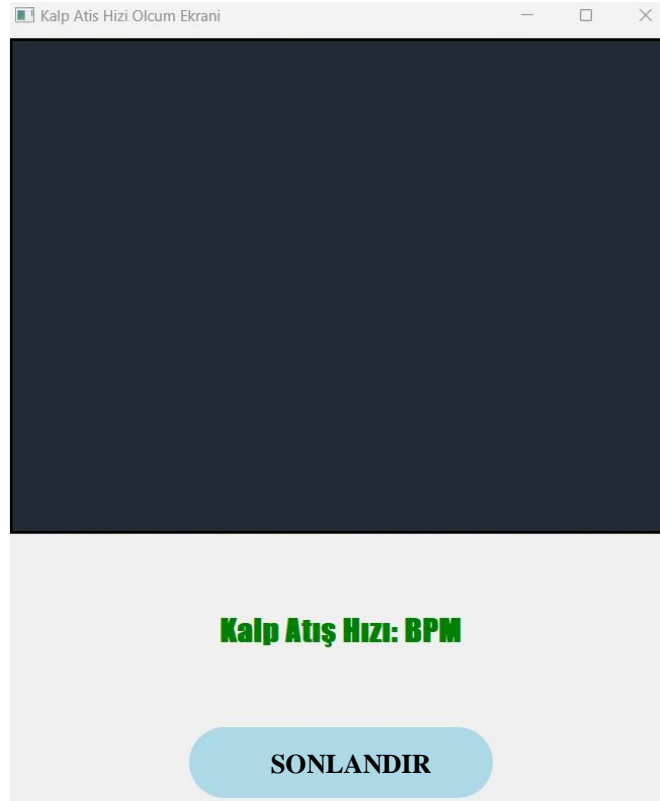
```

self.central_widget.setLayout(layout)

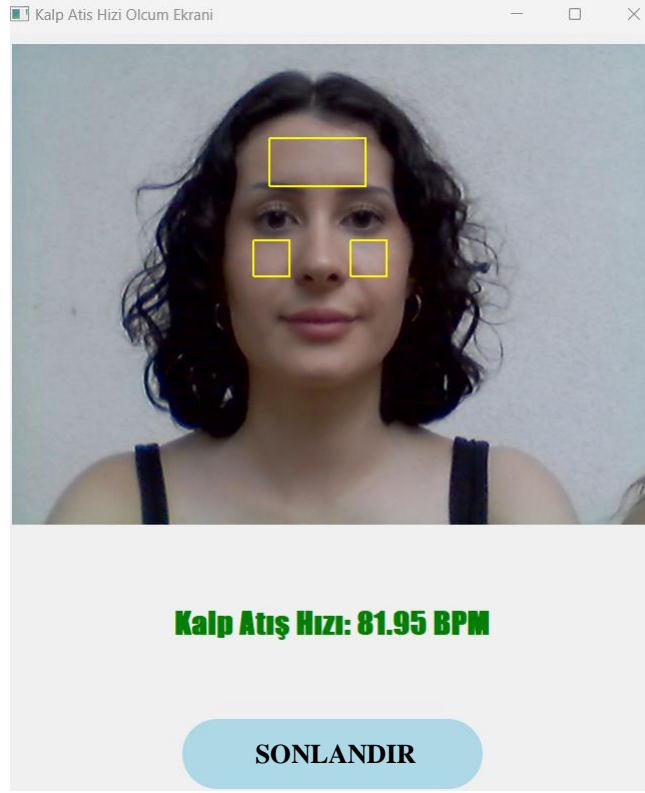
self.detector = dlib.get_frontal_face_detector()
self.predictor = dlib.shape_predictor("shape_predictor_68_face_landmarks.dat")
self.vs = cv2.VideoCapture(0)
self.timer = QTimer(self)
self.timer.timeout.connect(self.update_frame)

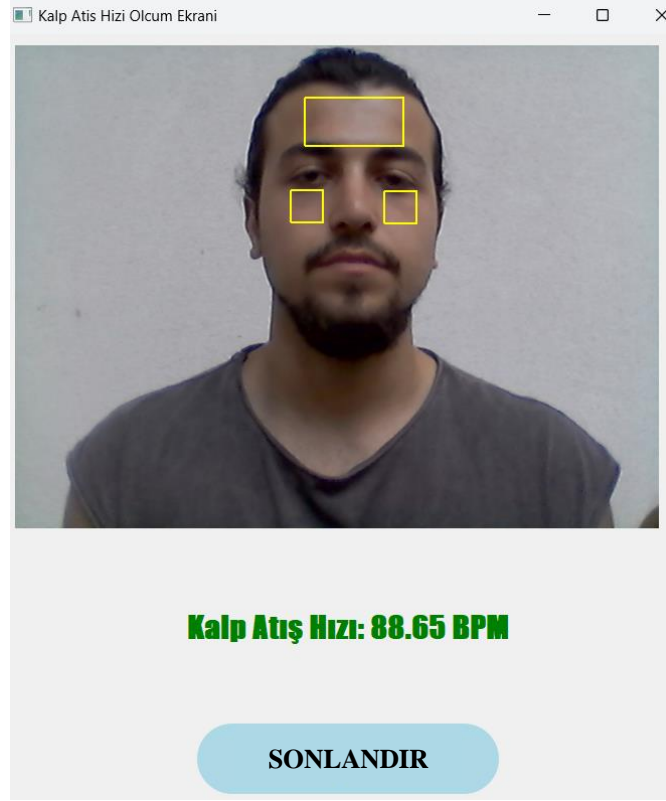
```

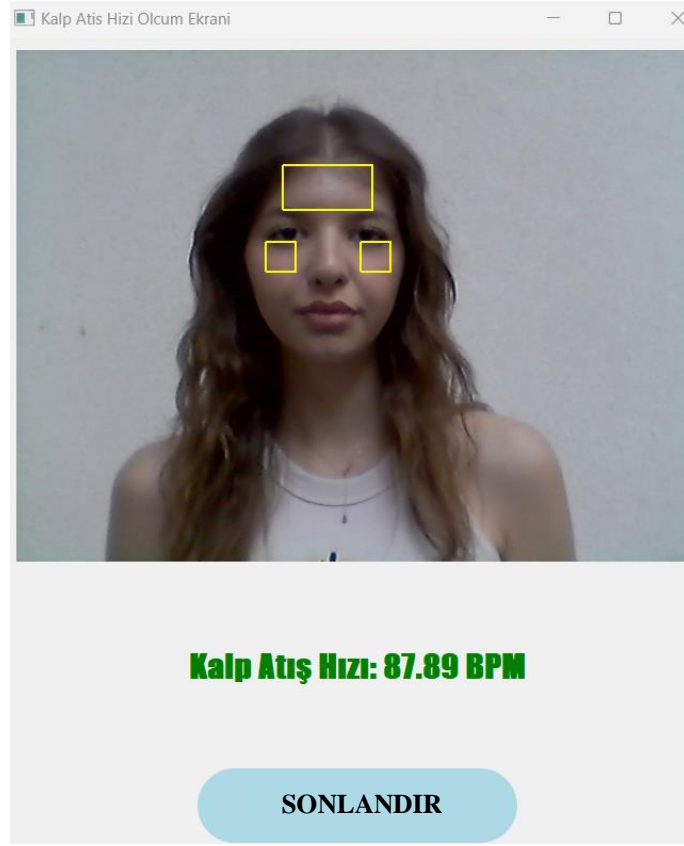
‘shape_predictor_68_face_landmarks.dat’ dosyası, yüzün belirli noktalarını tahmin etmek için eğitilmiş bir model dosyasıdır. Bu, gözleri, burunu, ağzı, alın bölgesini, yanakları gibi belirli noktalarını tespit etmek için kullanılacaktır. Yukarıdaki kod parçasında bu dosya projeye eklenmiştir.



Ek 5. Çıktılar







7. KAYNAKLAR

- [1] P. Chari, K. Kabra, D. Karınca, S. Lahiri, D. Srivastava, K. Kulkarni, T. Chen, M. Cannesson, L. Jalilian, and A. Kadambi, “Diverse R-PPG: Camera-based heart rate estimation for diverse subject skin-tones and scenes,” arXiv preprint arXiv:2010.12769, 2020.
- [2] T. Annis, S. Pleasants, G. Hultman, E. Lindemann, J. A. Thompson, S. Billecke, S. Badlani, and G. B. Melton, “Rapid implementation of a COVID-19 remote patient monitoring program,” *Journal of the American Medical Informatics Association*, vol. 27, no. 8, pp. 1326–1330, Aug. 2020, publisher: Oxford Academic.
- [3] D. Ford, J. B. Harvey, J. McElligott, K. King, K. N. Simpson, S. Valenta, E. H. Warr, T. Walsh, E. Debenham, C. Teasdale, S. Meystre, J. S. Obeid, C. Metts, and L. A. Lenert, “Leveraging health system telehealth and informatics infrastructure to create a continuum of services for COVID-19 screening, testing, and treatment,” *Journal of the American Medical Informatics Association*, vol. 27, no. 12, Dec. 2020.
- [4] S. L. Connolly, K. L. Stolzmann, L. Heyworth, K. R. Weaver, M. S. Bauer, and C. J. Miller, “Rapid Increase in Telemental Health Within the Department of Veterans Affairs During the COVID-19 Pandemic,” *Telemedicine and e-Health*, Sep. 2020, publisher: Mary Ann Liebert, Inc., publishers.
- [5] M. Nishiga, D. W. Wang, Y. Han, D. B. Lewis, and J. C. Wu, “COVID-19 and cardiovascular disease: from basic mechanisms to clinical perspectives,” *Nature Reviews Cardiology*, vol. 17, no. 9, pp. 543–558, Sep. 2020, number: 9 Publisher: Nature Publishing Group.
- [6] C. Dinh-Le, R. Chuang, S. Chokshi, and D. Mann, “Wearable Health Technology and Electronic Health Record Integration: Scoping Review and Future Directions,” *JMIR*

mHealth and uHealth, vol. 7, no. 9, p. e12861, Sep. 2019, company: JMIR mHealth and uHealth Distributor: JMIR mHealth and uHealth Institution: JMIR mHealth and uHealth Label: JMIR mHealth and uHealth Publisher: JMIR Publications Inc., Toronto, Canada.

- [7] H. Lukas, C. Xu, Y. Yu, and W. Gao, “Emerging Telemedicine Tools for Remote COVID-19 Diagnosis, Monitoring, and Management,” *ACS Nano*, vol. 14, no. 12, pp. 16 180–16 193, Dec. 2020, publisher: American Chemical Society.
- [8] S. Kumar, W. Nilsen, M. Pavel, and M. Srivastava, “Mobile Health: Revolutionizing Healthcare Through Transdisciplinary Research,” *Computer*, vol. 46, no. 1, pp. 28–35, Jan. 2013, conference Name: Computer.
- [9] S. R. Steinhubl, E. D. Muse, and E. J. Topol, “The emerging field of mobile health,” *Science Translational Medicine*, vol. 7, no. 283, pp. 283rv3–283rv3, Apr. 2015, publisher: American Association for the Advancement of Science Section: Review.
- [10] J. Sawyer, “Wearable Internet of Medical Things Sensor Devices, Artificial Intelligence-driven Smart Healthcare Services, and Personalized Clinical Care in COVID-19 Telemedicine,” *American Journal of Medical Research*, vol. 7, no. 2, pp. 71–77, 2020, publisher: Addleton Academic Publishers.
- [11] T. Proesmans, C. Mortelmans, R. V. Haelst, F. Verbrugge, P. Vandervoort, and B. Vaes, “Mobile Phone–Based Use of the Photoplethysmography Technique to Detect Atrial Fibrillation in Primary Care: Diagnostic Accuracy Study of the FibriCheck App,” *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 3, p. e12284, Mar. 2019, company: JMIR mHealth and uHealth Distributor: JMIR mHealth and uHealth Institution: JMIR mHealth and uHealth Label: JMIR mHealth and uHealth Publisher: JMIR Publications Inc., Toronto, Canada.

- [12] K. H. C. Li, F. A. White, T. Tipoe, T. Liu, M. C. Wong, A. Jesuthasan, A. Baranchuk, G. Tse, and B. P. Yan, "The Current State of Mobile Phone Apps for Monitoring Heart Rate, Heart Rate Variability, and Atrial Fibrillation: Narrative Review," *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 7, no. 2, p. e11606, Feb. 2019, company: JMIR mHealth and uHealth Distributor: JMIR mHealth and uHealth Institution: JMIR mHealth and uHealth Label: JMIR mHealth and uHealth Publisher: JMIR Publications Inc., Toronto, Canada.
- [13] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation." *Opt. Express*, vol. 18, no. 10, pp. 10 762–10 774, May 2010.
- [14] G. Balakrishnan, F. Durand, and J. Guttag, "Detecting Pulse from Head Motions in Video," in *2013 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, Jun. 2013, pp. 3430–3437, iSSN: 1063-6919.
- [15] W. Verkruyse, L. O. Svaasand, and J. S. Nelson, "Remote plethysmographic imaging using ambient light." *Optics Express*, vol. 16, no. 26, pp. 21 434– 21 445, Dec. 2008, publisher: Optical Society of America.
- [16] G. R. Tsouri, S. Kyal, S. A. Dianat, and L. K. Mestha, "Constrained independent component analysis approach to nonobtrusive pulse rate measurements," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 17, no. 7, p. 077011, Jul. 2012, publisher: International Society for Optics and Photonics.
- [17] M. Lewandowska, J. Rumiński, T. Kocejko, and J. Nowak, "Measuring pulse rate with a webcam — A non-contact method for evaluating cardiac activity," in *2011 Federated Conference on Computer Science and Information Systems (FedCSIS)*, Sep. 2011, pp. 405–410.

- [18] G. d. Haan and V. Jeanne, “Robust Pulse Rate From Chrominance-Based rPPG,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 10, pp. 2878–2886, Oct. 2013, conference Name: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- [19] W. Wang, A. C. d. Brinker, S. Stuijk, and G. d. Haan, “Algorithmic Principles of Remote PPG,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 64, no. 7, pp. 1479–1491, Jul. 2017, conference Name: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- [20] R. Song, S. Zhang, J. Cheng, C. Li, and X. Chen, “New insights on super-high resolution for video-based heart rate estimation with a semi-blind source separation method,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 116, p. 103535, Jan. 2020.
- [21] G. de Haan and A. van Leest, “Improved motion robustness of remote-PPG by using the blood volume pulse signature,” *Physiological Measurement*, vol. 35, no. 9, pp. 1913–1926, 2014.
- [22] W. Wang, S. Stuijk, and G. d. Haan, “A Novel Algorithm for Remote Photoplethysmography: Spatial Subspace Rotation,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 9, pp. 1974–1984, Sep. 2016, conference Name: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*.
- [23] S. Tulyakov, X. Alameda-Pineda, E. Ricci, L. Yin, J. F. Cohn, and N. Sebe, “SelfAdaptive Matrix Completion for Heart Rate Estimation from Face Videos under Realistic Conditions,” in *2016 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR)*, Jun. 2016, pp. 2396–2404, iSSN: 1063-6919.
- [24] W. Chen and D. McDuff, “DeepPhys: Video-Based Physiological Measurement Using Convolutional Attention Networks,” in *Computer Vision – ECCV 2018*, ser.

Lecture Notes in Computer Science, V. Ferrari, M. Hebert, C. Sminchisescu, and Y. Weiss, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 356–373. 53

- [25] X. Niu, S. Shan, H. Han, and X. Chen, “RhythmNet: End-to-End Heart Rate Estimation
- [26] From Face via Spatial-Temporal Representation,” IEEE Transactions on Image Processing, vol. 29, pp. 2409–2423, 2020, conference Name: IEEE Transactions on Image Processing.
- [27] Tary JB, Herrera RH, Han J, van der Baan M. 2014 Spectral estimation-What is new? What is next? Rev. Geophys. 52, 723–749. (doi:10.1002/2014RG000461)
- [28] Gabor D. 1946 Theory of communication: part I. the analysis of information. J. Ins. Electr. Eng. 93, 429–441. (doi:10.1049/ji-3-2.1946.0074)
- [29] Rioul O, Vetterli M. 1991 Wavelets and signal processing. IEEE. Signal. Process. Mag. 8, 14–38. (doi:10.1109/79.91217)
- [30] Jean Baptiste Tary, Roberto Henry Herrera and Mirko van der Baan 09 July 2018
- [31] B. Whitcher, P. Guttorp, D.B. Percival, Wavelet analysis of covariance with application to atmospheric time series, J. Geophys. Res. Atmos. 105 (2000) 14941–14962.
- [32] D.B. Percival, A.T. Walden, The Maximal Overlap Discrete Wavelet Transform, in: Wavelet Methods Time Ser., Cambridge University Press, Cambridge, n.d.: pp. 159–205. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511841040.006>.

- [33] J.F. Macías-Pérez, A. Bourrachot, A wavelet analysis of CMB time-ordered data applied to Archeops, *Astron. Astrophys.* 459 (2006) 987–1000. <https://doi.org/10.1051/0004-6361:20054468>.
- [34] Percival, Donald B., and Andrew T. Walden. *Wavelet Methods for Time Series Analysis*. Cambridge Series in Statistical and Probabilistic Mathematics. Cambridge ; New York: Cambridge University Press, 2000.
- [35] Percival, Donald B., and Harold O. Mofjeld. “Analysis of Subtidal Coastal Sea Level Fluctuations Using Wavelets.” *Journal of the American Statistical Association* 92, no. 439 (September 1997): 868–8
- [36] Mesa, Hector. “Adapted Wavelets for Pattern Detection.” In *Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications*, edited by Alberto Sanfeliu and Manuel Lazo Cortés, 3773:933–44. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2005.

8. TEŞEKKÜR

Bitirme projemizin hazırlanmasında bize destek olan ve katkıda bulunan birçok kişi ve kuruma teşekkürlerimizi sunmak istiyoruz.

Öncelikle, bitirme projesi danışmanımız Prof. Dr. Kemal FİDANBOYLU'ya çalışmalarımız boyunca bize yol gösterdiği, değerli fikirlerini paylaştığı ve sabırla bizi yönlendirdiği için sonsuz teşekkürlerimizi sunarız. Onun rehberliği olmadan bu çalışmayı tamamlamak mümkün olmazdı.

Ayrıca, çalışmamız boyunca bize moral veren, sabır gösteren ve her daim yanımızda olan ailemize ve arkadaşlarımıza da teşekkür etmek isteriz. Onların desteği bizim için çok değerliydi.

Herkese teşekkürlerimizle...

Ece Jilta

İremnur Arslan

Habibullah Abdullayev

9. ÖZGEÇMİŞ



ECE JILTA

Frontend Developer

Profil

Telefon: +38345934944 / +905344473897

Adres: Prizren / Kosova

E-posta: ecejilta@gmail.com / 032090105@ogr.uludag.edu.tr

LinkedIn: <https://www.linkedin.com/in/ece-jilta-7a3654297/>

Github: <https://github.com/ecejilta>

Eğitim

Lise: Gjon Buzuku Fen Lisesi, Prizren/ Kosova, 2017-2020, Gano: 5/5

Üniversite: Uludağ Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, 2020-devam, Gano: 2.45/4

Nitelikler

Anadil: Türkçe

Yabancı Dil: İngilizce (orta), Arnavutça (orta), Almanca (başlangıç)

Programlama: C#, Python, HTML, CSS, JavaScript


Veritabanı Geliştirme: MySQL



HABIBULLAH ABDULLAYEV

FRONT-END ENGINEER

 [linkedin.com/in/habibullahabdullayev](https://www.linkedin.com/in/habibullahabdullayev)

 habibullahabdullayev@gmail.com

 +90 (539) 696 2397

 Bursa, Türkiye

RELEVANT SKILLS

- HTML
- CSS
- JavaScript
- React.js
- MSSQL
- Github
- Problem Solving

LANGUAGE SKILLS

- | | |
|---------------|----|
| • AZERBAIJANI | 10 |
| • TURKISH | 9 |
| • RUSSIAN | 5 |
| • ENGLISH | 6 |

WORK EXPERIENCE



Intern Front-end Engineer

Since October 2023, at Orjin Software

- Actively involved in hands-on Frontend Development activities during the internship, focusing on building and enhancing web applications.
- Proactively learning React.js and applying acquired knowledge to contribute to ongoing projects. This includes implementing new features and refining existing codebase.
- Independently advancing skills by participating in Udemy courses related to Frontend Development and React.js, demonstrating a commitment to continuous self-improvement.

EDUCATION HISTORY



• High School

Institution: S.C.Pishavari

Humanitarian Sciences High School

Year of Graduation: 2019

• Bachelor of Science in Computer Engineering

Institution: Bursa Uludag University

Expected Year of Graduation: 2024

CERTIFICATIONS



React JS: Applied React JS - Redux

2023



Web Development Course from Scratch

2023



CCNAv7: Introduction to Networks

2024



TURKCELL ACADEMY - Basic Network

2024



İREM NUR ARSLAN

Jr. Cyber Security Specialist

Cep: 05301843696 **Linkedin:** <https://www.linkedin.com/in/iremnur-a-647ab6252/>
Adres: İstanbul, Türkiye **Email:** iremnur-arslan17@hotmail.com

EĞİTİM

Ramazan Yaman Fen Lisesi	2016-2020	Gano:94.16
Bursa Uludağ Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği	2020-2024	Gano:3.07

İŞ DENEYİMİ

BELSİS Yazılım Geliştirme (Gönüllü Staj) Eylül 2022- Aralık 2022

- Yeni uygulama geliştirme veya hata giderme amaçlı geliştirmeler yapmak.

EMA Security (Gönüllü Staj) Aralık 2022- Şubat 2022

- Web Uygulama Güvenliği, Sistem Güvenliği, Bilgisayar Ağları, Kali Linux, Burp Suite

Doğuş Teknoloji (Staj) Temmuz 2023- Halen

- Bulut ortamlarını güvenlik yapılandırması boşlukları açısından analiz etmek ve çözüm stratejilerini uygulamak (AWS, Microsoft Azure ve GCP).
- Web uygulaması penetrasyon testlerine katılmak.
- Kırmızı takım araçlarını yönetmek.
- CI/CD süreçlerindeki güvenlik açıklarının taranması ve tespit edilen açıkların ortadan kaldırılması.
- Özel phishing testleri hazırlanarak çalışanların siber güvenlik farkındalığının artırılması.
- Statik ve dinamik kaynak kod analizleri yapmak.

NİTELİKLER

Sektör Bilgisi:	Web Uygulama Güvenliği, Bilgisayar Ağları, Bulut Güvenliği, Zafiyet Yönetimi
Programlama:	Python, C#, Java
Araçlar:	Burp Suite, Nessus, nmap, gobuster, Hydra, Kondukto, Checkmarx, Prisma Cloud, Checkmarx, Brandefense
Teknolojiler:	SQL, MySQL, Kali Linux
Yabancı Dil:	Türkçe (Ana dil), İngilizce (Orta Seviyede), Almanca(Başlangıç)

SERTİFİKALAR & KURSLAR

Siber Güvenliğe Giriş (Sertifika)	Turkcell	15/03/2023-Süresiz
C# ile Algoritma ve Programlama 101(Sertifika)	Turkcell	24/09/2022-Süresiz
Kotlin ile Android Program Geliştirme (Kurs)	BTK Akademi	06/2022-10/2022
Python Programlama (Kurs)	BTK Akademi	09/2021-12/2022
Java ile Programlamaya Giriş (Kurs)	BTK Akademi	09/2022-11/2022
Penetration Tester - Sızma Testi Uzmanı Kursu (Kurs)	Udemy	01/2023-04/2023
Uygulamalı Siber Güvenlik ve Etik Hacker Eğitimi (Kurs)	Udemy	02/2024-Halen

FAALİYET&TOPLULUKLAR

IEEE Robotik ve Otomasyon Topluluğu	Yönetim Kurulu Üyesi	10/2020-06/2021
Uludağ Üniversitesi Siber Güvenlik Topluluğu	Yönetim Kurulu Üyesi	12/2022-11/2023