



Kablosuz Vücut Algılayıcı Ağları Ve Uzaktan Hasta Takip Sistemi

Program Kodu: 1003

Proje No: 114E452

Proje Yürütücüsü:

Prof.Dr. İsmail KAYA

Araştırmacı(lar):

Prof.Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Prof.Dr. Ali Özgür YILMAZ

Danışman(lar):

Prof.Dr. Mustafa GÖKÇE

Dr. Tayfun ÖZDEMİR

Bursiyer(ler):

Hasan Yavuz ÖZDERYA

Cem ŞİŞMAN

Ömer YILDIRIM

Hakan ERDÖL

Ramazan DOĞAN

Fulya AKDENİZ

Yasin HOŞGÖR

HAZİRAN 2017

TRABZON



Önsöz

2014 yılı bahar aylarında açılan TÜBİTAK 1003 çağrılı projelerinden olan BT0203 – Mobil İletişim Teknolojilerinin Disiplinlerarası Uygulamaları adlı çağrıya sunulmuş ve kabul görmüş bu proje öncesinde bir dizi yüksek lisans ve doktora çalışması ile yapılan hazırlık dönemini içerir. Teletıp alanındaki ihtiyaç ve gelişmeler ışığında Eric Topol'un 2010 yılında konferans yayınları ile ve 2013 yılında "The Creavite Destruction of Medicine" isimli kitapla yayınladığı düşünce ve aynı zamanda 2010 yılında WHO tarafından yayınlanan tele-tıp alanındaki öngörüler bu çalışmanın filii başlangıcını oluşturmuştur.

Sağlık verisi haberleşmesi için Bluetooth ve ZigBee esaslı yapılan bir dizi haberleşmeden sonra sağlık verisinin kablo eşdeğeri bir güvenilirliğe sahip olması ortaya çıkmış ve ne ZigBee'nin nede Bluetooth un bu düzeyde bir iletişim sağlayamadığı anlaşılmıştır. Daha güvenilir ve daha az güçlü radyo arayışı içinde 2012 yılında yayınlanan ve sağlık verisi için 2.36 ile 2.4 GHz arasında sadece sağlık verisi iletimini öngören IEEE 802.15.6 standardı tek çözüm olarak ortaya çıkmıştır. Ancak bu standardı destekleyecek RF devreler ve standardın gömülü yazılımı henüz mevcut değildir. Dolayısıyla bu projenin önemli bir kısmı IEEE 802.15.6 standardını gerçekleştirecek RF donanım uyarlamasına ve standardın haberleşme gömülü yazılımının geliştirilmesine ayrılmıştır. Projenin diğer iki ana bileşeni ise insan üzerinden alınacak biyolojik işaretler için algılayıcıların geliştirilmesi ve karar destek sistemidir. Algılayıcılar kısmında hedef yoğun bakım ünitesi kalitesinden daha kaliteli ölçümleri gezgin cihaz ile gerçekleştirmek ve aynı kalitede bir ağa iletmektir. Bu amaçla kurulan devreler sunulmuştur. Son olarak projenin bütünleştirici parçası, tele-tıp sisteminin ana öngörüsü olan uzaktan hasta takibi karar destek sistemidir. Bu projede hem alarm üretimi ve hem de karar destek programları geliştirilmiştir.

Projenin gerçekleştirilmesinde en önemli katkı olan TÜBİTAK 114E452 projesi desteği için TÜBİTAK'a teşekkürü borç biliriz. Projeye katkıda bulunan Karadeniz Teknik Üniversitesi ve Orta Doğu Teknik Üniversitesi çalışanlarına, projenin 2. Paket çalışmalarını yürüten ANKETEK firmasına ve burs süresi dolduktan sonra işe aldığı proje çalışanı Hasan Yavuz ÖZDERYA'nın proje çalışmalarına koşulsuz olarak devam etmesini sağlayan ALTU Teknoloji Sanayi ve Ticaret firmasına teşekkür ederiz. Ayrıca, projenin ortaya çıkmasından sonra projeye ilgi gösteren yerel basın mensuplarına, dışarıdan katkıda bulunan öğrencilerimize ve ulusal radyoda yayınlanmasını sağlayan TRT Trabzon radyosuna teşekkür ederiz.



İçindekiler

1.	GİRİŞ.....	0
2.	IEEE 802.15.6 Uyumlu Haberleşme Protokolünün Gerçekleştirilmesi.....	3
2.1	IEEE 802.15.6 Protokolü.....	3
2.2	Donanım Çalışmaları.....	3
2.3	Yazılım Çalışmaları.....	5
2.3.1	Alıcı Verici Arayüzü.....	6
2.3.2	Ortam Erişim Kontrol Katmanı (MAC).....	7
2.3.3	Servis Katmanı.....	10
2.3.4	Sürücü Yazılımı.....	11
2.4	Anten Çalışmaları.....	12
2.5	Sonuçlar.....	14
3.	ALGILAYICI DONANIM ÇALIŞMALARI.....	16
3.1	EKG ve Solunum Algılayıcı Donanım.....	16
3.2	Tansiyon Cihazı.....	20
3.2.1	Tansiyon Aleti Donanım Çalışmaları.....	20
3.3	Dijital Tartı Cihazı.....	22
3.3.1	Dijital Tartı Aleti Donanım Çalışmaları.....	22
3.4	Kan Şekeri Ölçüm Cihazı.....	24
3.4.1	Kan Şekeri Ölçüm Cihazı Donanım Çalışmaları.....	24
3.5	Pals Oksimetre Cihazı.....	30
4.	KARAR DESTEK SİSTEMİ YAZILIMI ÇALIŞMALARI.....	32
4.1	Giriş.....	32
4.2	Literatür.....	33
4.3	YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	36
4.3.1	Kullanılan Veritabanı.....	36
4.3.2	Ön İşleme.....	41
4.3.3	Öznitelik Çıkarma Yöntemi.....	41
4.3.4	Sınıflandırma.....	43
4.4	DeneySEL Sonuçlar ve Karşılaştırma.....	52
4.4.1	Anormal Atım Belirleme ve Aritmi Sınıflandırma.....	52



4.5	Tartışma.....	71
5.	MONİTÖR PROĞRAMLARI VE KARAR DESTEK SİSTEMİ İLE ENTEGRASYONU.....	73
5.1	Kullanılan Standartlar ve Teknolojiler.....	73
5.1.1	HL7 Standardının Yapısı.....	73
5.1.2	WCF Teknolojisinin Özellikleri.....	74
5.2	Yapılan Çalışmalar.....	75
5.2.1	Karar Destek Sistemine Yönelik Yapılan Çalışmalar.....	82
6.	SONUÇ.....	84
7.	KAYNAKLAR.....	85

Tablo ve Şekiller Dizini

Tablo 1. Ağ geçidi cihazının bellek kullanımı.....	13
Tablo 2. EKG sensörü için geliştirilen uç birimin bellek kullanımı.....	13
Tablo 3. Kablosuz EKG cihazının akım tüketim değerleri.....	14
Tablo 4. Kalibrasyon Çizelgesi.....	22
Tablo 5. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan ml2 derivasyonları.....	36
Tablo 6. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan V1,V2,V4,V5 derivasyonları.....	37
Tablo 7. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan hastalıklar ve sayıları.....	38
Tablo 8. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan kayıtlar.....	39
Tablo 9. European ST-T veritabanından alınan kayıtlar.....	39
Tablo 10. European ST-T ve Long Term ST veritabanından alınan ST segmenti yükselmesi olan kayıtlar.....	40
Tablo 11. European ST-T ve Long Term ST veritabanından alınan ST segmenti düşmesi olan kayıtlar.....	40
Tablo 12. Zhao-Atlas Mark dönüşümü kullanılarak anormal atım belirleme performans analizi.....	55
Tablo 13. Zhao-Atlas Mark yöntemi kullanılarak aritmi sınıflandırma performans analizi.....	58
Tablo 14. Choi-Williams dağılımı esaslı özniteliklerle performans analizi sonuçları.....	65
Tablo 15. Zhao-Atlas-Mark dağılımı esaslı özniteliklerle performans analizi sonuçları.....	66
Tablo 16. Kesirli Veri Nokta Sayısı Sabit Tutularak Farklı İnternet Sağlayıcılar ile Yapılan Veri Gönderim Testi.....	80
Tablo 17 . ADSL Altyapısı Kullanılarak Sabit Hızlı İnternette Farklı Sayılarda Kesirli Veri İçin Veri Gönderim Testi.....	81
Şekil 1. Uzaktan Hasta İzleme Sistemi Projesi Bileşenleri.....	2
Şekil 2. IEEE 802.15.6 haberleşmesi modülü.....	3
Şekil 3. Haberleşme modülü için geliştirilen yazılımın katmanları.....	5
Şekil 4. Mikroişlemcinin RF verici/alıcı ünitesi, AT86RF233, ile olan bağlantısı.....	6
Şekil 5. IEEE 802.15.6 nın işaretli bölünmüş zaman modlu çerçeve yapısı.....	7
Şekil 6. Ağ geçidi cihazının erişim katmanı yazılımı akış diyagramı.....	8
Şekil 7. Uç birim yazılımının akış diyagramı.....	9

Şekil 8. Servis katmanı yazılımı bileşenleri.....	10
Şekil 9. Sürücü yazılımı kontrol penceresi.....	11
Şekil 10 İnsan üzerine yerleştirilmiş patch antenin ışıma başarımları. Solda sol göğüs üzerindeki atene ait, sağda ise sağ omuz arkasına yerleştirilmiş antenlerin ışıma diyagramları.	12
Şekil 11. 2.38 GHZ Mezx Frekanslı 2.36-2.45 GHZ de çalışan patch antenler.	12
Şekil 12. Kanallı EKG ölçüm sistemini içeren algılayıcı kart.....	15
Şekil 13 EKG ve Solunum ölçümü yapabilen algılayıcı kart.....	16
Şekil 14 Sistemin çalışmasına yönelik blok diyagram.....	17
Şekil 15a Algılayıcı kart ile ölçülen EKG verisi.....	18
Şekil 15b I Derivasyona ait tek kanal EKG verisi.....	18
Şekil 15c Algılayıcı kart ile ölçülen Solunum işareti.....	18
Şekil 16a Gerçekleştirilen Devrenin Sinyal Çıkışları.....	20
Şekil 16b Tansiyon Aleti Devre Şeması.....	20
Şekil 17 Load Sensör Bağlantı Şeması.....	21
Şekil 18 Enstrümantal Yükselteç Devresi.....	22
Şekil 19 Test Strip Mimarisi.....	23
Şekil 20 Tetikleme&Referans Elektrot Sürücü Devresi.....	24
Şekil 21 1.65V Referans Geriliminin Elde Edilmesi.....	28
Şekil 22 1.25V Vref Geriliminin Elde Edilmesi.....	28
Şekil 23 Akım-Gerilim Dönüştürücü.....	29
Şekil 24 10Hz Alçak Geçiren Aktif Filtre.....	29
Şekil 25 Kan Glikoz Metre Çıkış Sinyali.....	30
Şekil 26. Normal EKG kaydı.....	45
Şekil 27. R-R aralığında YSWVD ait zaman frekans spektrumu.....	46
Şekil 28. R-R aralığında CWD dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu.....	46
Şekil 29. R-R aralığında ZAMD ait zaman frekans spektrumu.....	47
Şekil 30. R-R aralığında BJD ait zaman frekans spektrum.....	47
Şekil 31. R-R aralığında BD ait zaman frekans spektrumu.....	48
Şekil 32. Sol Dal bloklı EKG kaydı.....	49
Şekil 33. R-R aralığında YSWVD ait zaman frekans spektrumu.....	49
Şekil 34. R-R aralığında CWD ait zaman frekans spektrumu.....	50
Şekil 35. R-R aralığında ZAMD ait zaman frekans spektrumu.....	50
Şekil 36. R-R aralığında BJD zaman frekans spektrumu.....	51
Şekil 37. R-R aralığında BD zaman frekans spektrumu.....	51



Şekil 38. Windows Communication Foundation (WCF).....	74
Şekil 39- WCF Mimarisinin Çalışma Prensipleri.....	75
Şekil 40. Gerçekleştirilen çalışmanın WCF blok yapısı.....	76
Şekil 41. Kullanıcı giriş ekranı.....	76
Şekil 42. Doktor üzerinde bulunan hastaların listesi.....	77
Şekil 43. Hasta bilgileri.....	77
Şekil 44. Doktor Reçete Ekranı.....	78
Şekil 45. Geliştirilen 802.15.4 protokolü ile haberleşebilen BAN modülü.....	79
Şekil 46. Gerçek zamanlı filtre ve anlık izleme yazılımı.....	82



Özet

Bu projede, kalp yetmezliği, yüksek tansiyon, diyabet ve kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOAH) gibi kronik hastalıklara sahip hastaların uzaktan izlenmesi için günümüz bilgi ve mobil iletişim teknolojilerini kullanan bir teletıp sisteminin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın başlangıcını 2010 yılında dünya sağlık örgütü (WHO) nun tele-tıp alanında gereksinim duyduğu araştırmalar ve aynı yıllarda Eric TOPOL un yaptığı bir dizi konferans ve kitap yayınları oluşturmuştur. Ancak son yıllarda bu alanda yapılan yayınlar, konferanslar ve endüstriyel girişimler öyle artmıştır ki; yaptığımız çalışmanın öneminden çok endüstriyel yeterliliğimizin ve akademik girişimlerimizin gölgelenmemesi endişesi ile proje tamamlanmıştır.

Proje içeriğinde Bluetooth ve Zigbee gibi alternatif teknolojilerde karşılaşılan güç tüketimi ve girişim problemlerinin üstesinden gelebilecek IEEE 802.15.6 radyosu yazılım ve donanımıyla birlikte gerçekleştirilmiştir. Söz konusu standart 2.36 ile 2.4 GHz arasında 600 kHz lik kanallarda sadece sağlık verilerinin aktarılacağı haberleşme kanallarını öngörmektedir. IEEE 802.15.6 standardının öngördüğü haberleşmeyi gerçekleştirecek radyo ve uygulamaları destekleyecek yazılımın mevcut olmamasından dolayı projenin önemli bir iş yükünü bu çalışmalar oluşturmuştur. Projeye birlikte uygulamaların gerektirdiği cihazlar arası otomatik haberleşme, ağ kurulumu ve servis tanıma gibi makinadan makineye haberleşme protokolü de gerçekleştirilmiştir. Projenin hedeflediği kablo eşdeğeri güvenilirlik ve düşük güçlü radyo ihtiyacı önemli ölçüde karşılanmıştır.

Projenin diğer iki temel bileşeni insan vücudundan sağlık verisini toplayacak algılayıcılar ve hasta ile sağlık personeli arasında iletişimi sağlayıp, sağlık personeline yardımcı olacak karar destek sistemi yazılımıdır. Algılayıcılar olarak EKG, Solunum, SPO2, tansiyon, vücut ısısı, ağırlık ve ivme ölçüm sensörleri geliştirilmiştir. Karar destek yazılımı iki ana bölümden oluşmaktadır. Bunlardan birincisi ölçülen verilerden alarmların üretilmesidir. Burada daha çok EKG verisinden alarm üretilmesine yoğunlaşmıştır. İkincisi ise, EKG aritmilerinin sınıflandırılması ile oluşturulan karar destek yazılımıdır.

Anahtar Kelimeler: teletıp, eSağlık, e-ilaç, uzaktan-izleme, IEEE 802.15.6 haberleşmesi, EKG, SPO2, Solunum, Tansiyon



Abstract

This project involves development of a telemedicine system utilizing today's information and mobile communication technologies for remote monitoring of patients with chronic diseases such as diabetes, asthma, heart attacks and high blood pressure. Initialization of this study is based on the publications of Eric TOPOL and The World Health Organization about the importance of telemedicine and remote patient monitoring in 2010.

An important part of the project involves to develop software and hardware for the emerging standards IEEE 802.15.6, since the power consumptions and interference problems of ZigBee and Bluetooth technologies, which are main rivals for the health industry, are found unsuitable for a business model of remote patient monitoring. IEEE 802.15.6 offers a communication highway for health data in 2.36 to 2.4 GHz with 600 kHz of its channels. However there was no hardware and software to implement such a communication and support applications required for health industry based on IEEE 802.15.6 standards. So, an important part of the project is dedicated to implement the required hardware including radio and software. The software also realizes machine to machine communication to implement device to device communication to collect health data, as a fashion of machine-to-machine communication. The aim of the project, which is obtain a cable equivalent reliable communication for health data, has been mostly achieved.

Other two essential part of the projects are sensor devices to measure the health data and decision making system from the measurements. The circuits for ECG, respiration, SPO₂, blood-pressure, body temperature and acceleration sensors are developed in a way that their performances equivalent to devices used in an intensive care unit. And, a software for generating alarms and classification of the disease during the remote monitoring of patients is developed in order to assist health personnel. The obtained accuracies are published in several conferences.

Keywords: eHealth, telemedicine, tele-monitoring, IEEE 802.15.6, BAN, M2M, ECG, respiration, SPO₂, blood-pessure.

1. GİRİŞ

2010 yılında Eric TOPOL ve Dünya Sağlık Örgütü'nün eş zamanlı olarak başlattıkları, uzaktan hasta izleme ve elektronik ilaç kavramı başlangıçta sağlık harcamalarında yüzde 40 lar seviyesinde tasarrufu öngörülürken, bu gün artık hasta bakımı konusunda uzaktan izlemeyi kimse sorgulamamaktadır. Öyle ki teletıp ve evde hasta tedavisi için pek çok şirket batı ülkelerinde ve Türkiye de hizmet vermektedir. Bu projenin hedefinde olan Kronik yoğun bakım hastalarının uzaktan izlenmesi konusunda endüstrinin hala ciddi çekinceleri vardır. Bunlardan en önemlisi henüz altyapının ve sağlık cihazlarının buna hazır olmamasıdır. Ancak insanlar gelişen teknolojinin daha fazla kolaylık sağladığını düşündüğünden altyapı değişimi büyük problem olarak durmamaktadır. İkincil ancak en önemli nokta henüz kablosuz teknoloji güvenilirliğini ispatlamamıştır. Kablo eşdeğeri güvenilirlik onun için bu projede öne çıkarılan hedeflerden biridir. Bu proje belki henüz bu güvenilirliği ispatlayacak noktada değildir, ancak IEEE 802.15.6 standardı altında geliştirdiği haberleşmeler ve geliştirdiği yüksek çözünürlüklü algılayıcıları ile bu alanda atılmış önemli bir adım *değil*, kat edilmiş önemli bir yoldur.

Başlangıçta hastanelerde kullanılan hasta üzerinden biyolojik işaretleri ölçen, EKG gibi, algılayıcılardaki kabloların kaldırılması düşüncesi daha sonra hastaların uzaktan takibine yönelmiştir. Bluetooth ve ZigBee sistemleri evrensel kabul görmüş düşük güçlü kablo kullanmadan haberleşme yapmayı hedefleyen dar alan radyolarıdır. Ancak bu sistemler ISM bandını kullandıklarından girişime maruz kalmakta ve kablo eşdeğeri güvenilirliğe sahip değildirler. Aynı zamanda, her ne kadar düşük güçlü sistem tasarımı için geliştirilmiş olsalar da düşük güçlü değildirler. Örneğin, Bluetooth 80 mA civarında bir güçle çalışır. ZigBee, 30 mA ile çalışsa da ağ yapısı gereği dinleme modunda uzun süre kalmalıdır ve dinleme modunda 36 mA akım çeker. Dolayısıyla uzun süre kullanımlarda, özellikle hasta ile taşınan ve batarya ile beslenen sistemlerin hafif olması ve en azından 24 saatlik bir batarya ömrünü garanti etmesi gerekmektedir. Dolayısı ile bu proje IEEE 802.15.6 standardı ile bu problemleri ciddi oranda hafifletmiş, 24 saatlik sürekli 3 kanal EKG verisini kablo eşdeğeri kaliteye yakın iletimini mümkün kılmıştır.

2014 yılı sonbaharında şekillenmiş olan ve 2015 yılı başında TÜBİTAK 114E452 proje desteği ile fiilen başlatılmış olan bu projede 30 aylık yapılan çalışma esnasında bu endüstride önemli gelişmeler yaşanmıştır. Örneğin, Bluetooth versiyon 5 ile sağlık verisinin doğrudan akıllı telefonlara aktarımı ve buna ilişkin uygulamaları geliştirilmiştir. Ancak, geliştirilen bu teknolojiler bu proje için yapılan çalışmaları gölgelememiş, zira projenin



hedeflediği nitelikte ürünler için uygulama öngörüsü (yoğun bakım sistemlerinde kullanım gibi) üretmemişlerdir. Projenin yapılan son toplantısında yapılan bir tartışma esnasında ortaya çıkan bir düşünce bu proje raporunun altı çizilerek sunacağı en önemli sonuçtur. Bu sonuç *“kişisel sağlık cihazları için en iyi çözüm Bluetooth 5 esaslı bir uygulama olmalıdır ancak, eğer bir hastane ya da sağlık kuruluşu uzaktan hasta takip sistemi kuracaksa en iyi ve garanti teknoloji IEEE 802.15.6 haberleşmesidir”*. Tamamlanan prototipler artık bir üretim planlamasına hazır hale gelmiştir. Bu aşamadan sonra yapılacak üretim tasarımı ve üretim testleri ile sağlık endüstrisinde kullanılabileceği düşünülmektedir.

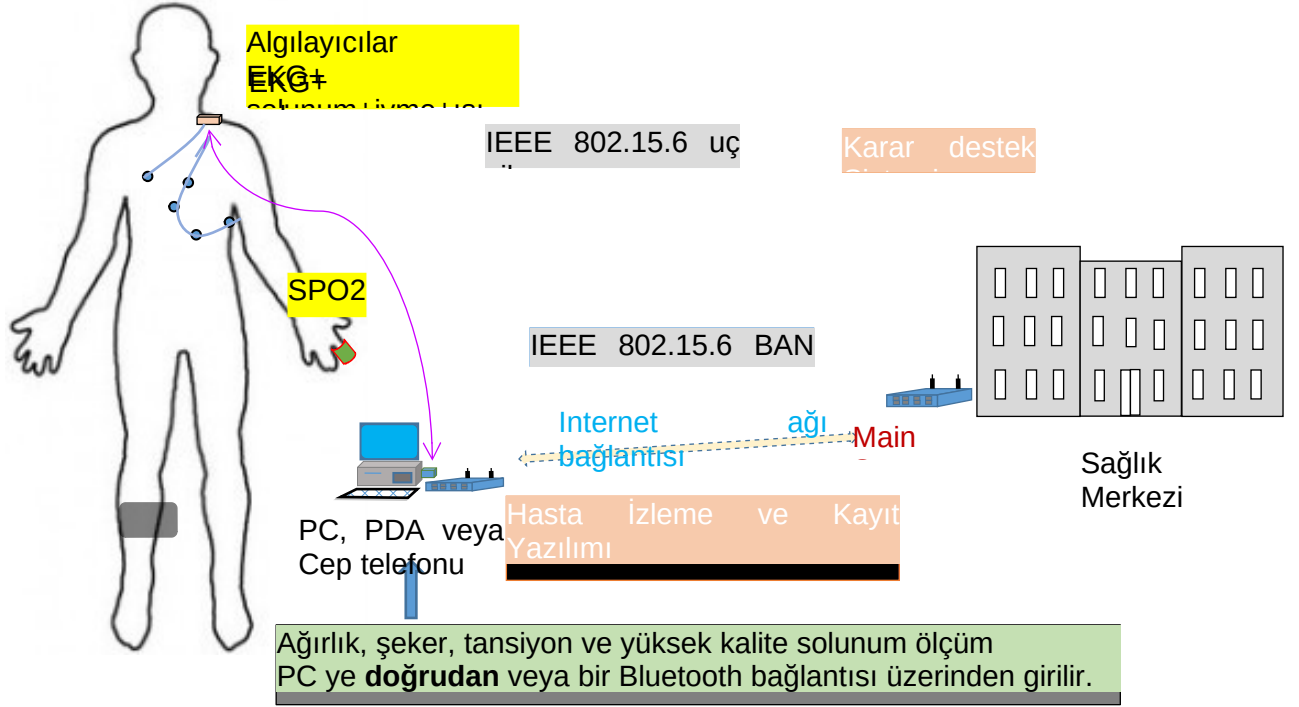
Projenin 1. İş paketindeki IEEE 802.15.6 haberleşmesine yönelik çalışmalar 2. Bölümde sunulmuştur. Projenin 2. İş paketine ilişkin çalışmalar 2016 yılında sonlanmış olup, bundan sonra proje ortağı ANKETEK ile IEEE 802.15.6 haberleşmesi servis katmanı üzerine ortak çalışma yürütülmüştür. Servis katmanı çalışmaları beklenen uzun sürmüştür, zira bu çalışma standardın henüz şekillendirmediği cihazdan cihaza haberleşmeyi ZigBee ve Bluetooth uygulamalarını esas alarak kendi geliştirmiştir. Projede geliştirilen servis katmanı yazılımının üzerinde bir miktar araştırma çalışması yapılarak patentlenmesi düşünülmektedir.

Çalışmada kablo eşdeğeri kablosuz haberleşme yapabilmek için insan vücuduna yakın çalışacak anten tasarımları ve testleri 2. İş paketi ile yapılmış ve 2016 yılında sonlandırılmıştır. Bu çalışmada henüz sonlandırılmayan bir aşama anten çeşitlemesi ile kablosuz bağlantı güvenilirliğinin artırılmasıdır. Bunun için anten üretimleri yapılmış, anten testleri hasta üzerinde ve hasta gezginken tamamlanmıştır. Anten çeşitlemesinin getireceği başarımlar ortaya konmuştur (Kaya, Bosna 2017). Üzerinde çalışılan tek konu anten çeşitlemesini geliştirilen IEEE 802.15.6 radyosu ile gerçekleştirmektir. Bunun için yeni bir PCB tasarımı gerekmiş olup üretim ve montajı yapıldıktan sonra anten çeşitlemesi deneyleri yapılacaktır. Anten çeşitlemesinin tamamlanması ile elde edilecek sonuçlar bir akademik yayından ziyade ve projenin devamını ve yaygın kullanımını sağlayacak endüstriyel bir sunum için gereklidir.

Bu raporun 3. Bölümü projenin 1. İş paketi içinde hedeflenen algılayıcıların tasarımlarının geldiği nokta ve başarımlarını vermektedir. Burada kullanılan algılayıcıların batarya ile beslenerek 24 saat çalışacağı ve yoğun bakım ünitesi kalitesinde ölçüm yaptığı gösterilmiştir. Klinik Karar Destek Sistemleri sağlık uzmanlarının hastalıklar hakkında klinik kararlarına yardımcı olmak için tasarlanmış bir bilgisayar uygulamasıdır. Bu tür yazılımlar önemli hasta ve klinik verileri kullanarak koruyucu, akut ve kronik bakım, teşhis, ilaç tedavi planları hakkındaki klinik kararlarda destek olurlar. Kalp yetmezliği, semptomları oldukça karmaşık

bir hastalıktır. Bugün, kalp yetmezliği, belirtileri şiddetlenene ve sonuçta hastalık çok ciddi derecede ilerlemiş olana kadar anlaşılammamaktadır. Bu nedenden dolayı kalp yetmezliğinin erken teşhisi hastalar için oldukça önemlidir. Bu hastalığın başlangıcının erken teşhis edilebilmesi halinde uzman doktorlar tarafından daha ayrıntılı teşhis ve tedaviye tabi tutulabilme fırsatı yakalanmış olur. Akut tedavi sonrası tedavisine evinde devam etmek zorunda olan kronik kalp yetmezliği hastalar oldukça yüksek riskte olmalarından dolayı, EKG kayıtlarının düzenli bir şekilde yapılması, bu kayıtlar kullanılarak, özellikle bu hastalar için tekrarlayabilecek kalp yetmezliğinin erken teşhisi için bir yazılım geliştirilmesi oldukça önemlidir. Projenin dördüncü hedefi ise bu işlevi yerine getirecek bir Klinik Karar Destek Yazılımı geliştirmektir. Projede yer alan çalışma, kronik kalp yetmezliği hastalarının erken teşhisini yapmayı ve eş zamanlı gerekli müdahalelerle hastanın yaşam kalitesini yükseltmeyi mümkün kılacaktır. Projede bu alanda yapılan çalışmalar bölüm 4 ve 5 de verilmiştir.

Şekil 1'de projenin başlangıcından bu yana üzerine çalışılan proje bileşenleri verilmiştir. Şekilde gösterilen algılayıcılar ve ihtiyaç duyulan diğer algılayıcılara ilişkin yapılan çalışmalar 1. İş paketi çalışmaları içerisinde tamamlanmış ve Bölüm 3 de verilmiştir. IEEE 802.15.6 BAN (Body Area network) çalışması gene 1. İş paketi çalışmalarından olup bu çalışmada yazılım ve donanım çalışmaları tamamlanmıştır (Bölüm 2). Ancak BAN devresinin RF radyosunda daha etkin haberleşme için duyulan anten çeşitlemesine ilişkin çalışmalar devam etmektedir. Şekilde gösterilen hasta izleme ve kayıt sistemi 3. İş paketi ile tamamlanmış ve 1. Ve 2. Raporlarla sunulmuştur. Şekilde gösterilen Karar destek sistemine ilişkin çalışmalar önemli ölçüde tamamlanmış olup, bu alanda karar destek sisteminin kendi kendine yenilenmesi kısmı üzerine olan çalışmalar proje çalışanı doktora öğrencisi tarafından sürdürülmektedir.



Şekil 1. Uzaktan Hasta İzleme Sistemi Projesi Bileşenleri

2. IEEE 802.15.6 Uyumlu Haberleşme Protokolünün Gerçekleştirilmesi

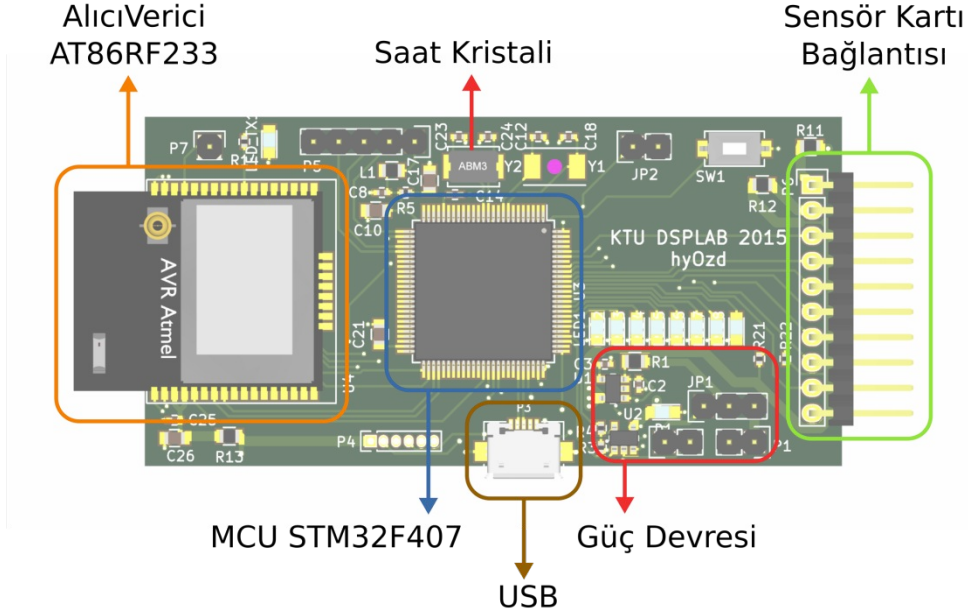
2.1 IEEE 802.15.6 Protokolü

Var olan Bluetooth, ZigBee gibi teknolojiler tıbbi kullanım göz önünde bulundurularak tasarlanmamıştır. Bu teknolojiler yaygın olarak kullanılmakla birlikte, paylaşılan frekans bantlarında çalışmalar, çakışmasız erişim tekniklerini kullanmamaları, servis kalitesi kontrol özellikleri olmaması sebebiyle tıbbi uygulamalardan beklenen bant genişliğini ve güvenilirliği sağlayamamaktadır. IEEE organizasyonu bu eksiklikleri göz önüne alarak 2012 yılında IEEE 802.15.6 Wireless Body Area Networks (IEEE 2012) Kablosuz Vücut Alan Ağları standardını yayınlamıştır. 802.15.6 insan vücudu ve etrafındaki sensör cihazlarının birbiriyle haberleşmesini kapsayan ve tıbbi kullanım göz önüne alınarak tasarlanan bir haberleşme protokolüdür. Halihazırdaki teknolojilerden farklı olarak, çakışmasız bantta iletişim, zaman bölümlenmeli çoklu erişim (TDMA), çakışmalı erişim, ağ işbirliği, röleli yıldız topolojisi, düğüm önceliklerine dayalı servis kalitesi kontrolü gibi özellikler tanımlanmaktadır. Bu standart haberleşmenin fiziksel katmanı (*PHY Layer*) ve ortam erişim katmanının (*MAC Layer*) yanı sıra şifreli haberleşme prosedürlerini de tanımlar.

2.2 Donanım Çalışmaları

Kablosuz ağın gerçekleştirilmesi için bir haberleşme modülü donanımı gerçekleştirilmiştir. Bu modülü üzerinde bir mikrodenetleyici ve alıcı verici entegresi bulunmaktadır. Modülü hem ağ geçidi cihazı hem uçbirim cihazı olarak kullanılmıştır.

Modülün başlıca elemanlarının gösterimi Şekil 2 de verilmiştir. Haberleşme modülünü ağ



Şekil 2. IEEE 802.15.6 haberleşmesi modülü

geçidi olarak kullanmak için, ağ geçidi yazılımını yüklemek ve USB ile bir kişisel bilgisayara bağlamak yeterlidir.

Uçbirim cihazı ise haberleşme modülüne sensör devrelerinin üzerinde bulunduğu bir ek kart bağlanarak gerçekleştirilmektedir. Bu konfigürasyonda haberleşme modülü, hem sensör komponentlerinin kontrolünü hem kablosuz haberleşmeyi sağlar. Modülü enerjisini bir bataryadan sağlar. Aynı zamanda USB bağlantısı üzerinden enerji sağlamak da mümkündür. Cihazın pili de bu bağlantı üzerinden şarj edilir.

Haberleşme modülünün temel parçaları Őyledir:

1. Mikrodenetleyici
1. Alıcı verici entegresi
2. USB bağlantısı
3. Besleme voltaj düzenleyici
4. Őarj kontrol entegresi (uçbirim için)

5. Sensör bağlantı konektörü (uçbirim için)
6. Düğme ve LED'ler
7. Programlama konektörü

Mikrodenetleyici olarak ST Microelectronics firmasının STM32F407 (ST 2017a) mikrodenetleyicisi kullanılmıştır. Bu işlemci 168 MHz hızında çalışabilir. 1MB Program belleği ve 192KB RAM belleği bulunur. Dahili USB, Zamanlayıcı, ADC, SPI, I2C, UART gibi donanımları bulunmaktadır. Bellek kapasitesi ve çalışma hızının nispeten yüksek olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Halihazırda 802.15.6 dar bant fiziksel katmanını gerçekleyen bir alıcı verici entegresi ticari olarak mevcut değildir. Bu sebeple 802.15.6 erişim katmanının, kablosuz vücut alan ağı prensiplerine yakın bir şekilde gerçekleştirilebileceği bir alıcı verici entegresi arayışına gidilmiştir. Kablosuz alıcı verici olarak Atmel firmasının AT86RF233 (Microchip 2017) entegresini içeren ATZB-RF-233-1-C kablosuz haberleşme modülü seçilmiştir. Bu modül aslen 802.15.4 ve ZigBee haberleşme için geliştirilmiş olsa da, araştırma amaçlı kullanıma ve özel protokollerin gerçekleştirilmesine de imkan sunmaktadır. Bu modülün seçilmesindeki en önemli etken MBAN için ayrılan 2360-2400 MHz bandında haberleşme kurabilmesidir.

Haberleşme modülünün çalışma gerilimi 3,3V'tur. Bu voltaj'ın ana kaynağı, haberleşme modülü ağ geçidi olarak çalıştırıldığında 5 Volt USB beslemesidir. Kablosuz uçbirim cihazı olarak çalıştırıldığında ise besleme Lityum bataryadan sağlanmaktadır. Batarya seviyesi 4.2V-3.5V arasında değişmektedir. Her iki kullanım konfigürasyonunda da voltaj seviyesinin 3,3V'a düşürülmesi gerekmektedir. Bunun için ST firmasının LD3985 (ST 2017b) voltaj düzenleyici entegresi kullanılmıştır.

2.3 Yazılım Çalışmaları

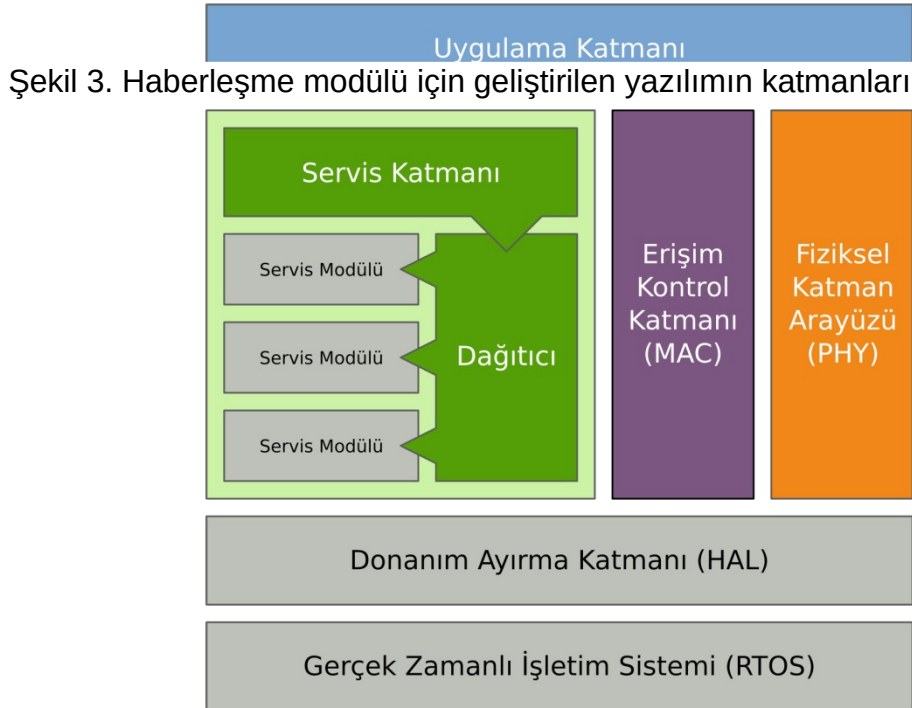
İletişim sisteminin yazılımı 3 ana katmandan oluşmaktadır. Fiziksel katman arayüzü, alıcı verici entegresinin kontrolünü sağlayan arayüzü sunmaktadır. Erişim kontrol katmanı, IEEE 802.15.6 uyumlu erişim kontrol protokolünü gerçekleştirir. Servis katmanı, cihaz üzerindeki sensörlerin uzaktan yönetilmesi ve bunlara erişim için modüler bir yapı olarak gerçekleştirilmiştir. Uygulama katmanı bütün bu katmanları kontrol eder ve aralarındaki senkronizasyonu sağlar. Yazılım katmanlarını genel olarak gösteren çizim Şekil 3 de verilmiştir.

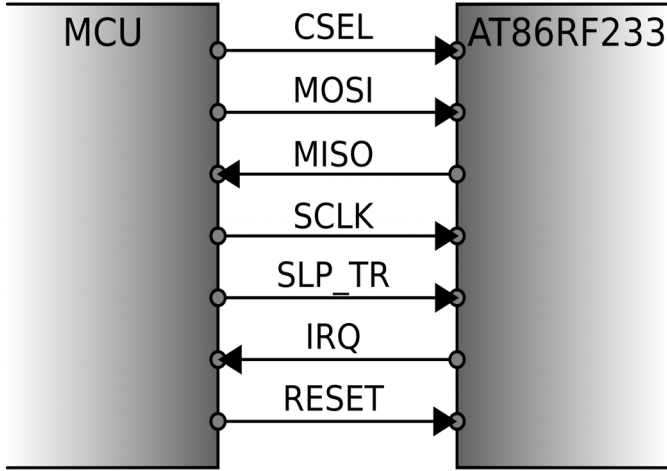
ARM Cortex-M4 ailesinden işlemcilerinin programlaması karmaşık ve güç olabileceği için bir donanım soyutlama katmanı (HAL) ve işletim sistemi kullanılmıştır. İşletim sistemi olarak ChibiOS (ChibiOs 2017) işletim sistemi seçilmiştir. Bu işletim sistemi gömülü sistemler için optimize edilmiş, tiksiz (tickless) bir gerçek zamanlı işletim sistemidir. Ayrıca STM32 mikro işlemcileri için kapsamlı bir donanım soyutlama katmanı içermesi de tercih sebebi olmuştur.

2.3.1 Alıcı Verici Arayüzü

AT86RF233 alıcı verici entegresi ile paket transferinin gerçekleştirilmesi için geliştirilen program modülüdür. Bu modülün görevi entegrenin konfigüre edilmesi, gönderilecek paketlerin yazılması ve gelen paketlerin entegreden okunması olarak özetlenebilir.

Entegre ile iletişim işlemcinin SPI protokolü üzerinden yapılmaktadır. Bunun için işlemcinin SPI donanımlarından biri AT86RF233 entegresine ayrılmış ve haberleşme modülü kartı üzerinde uygun bağlantı yapılmıştır. Aşağıdaki şekilde bu bağlantılar gösterilmiştir.



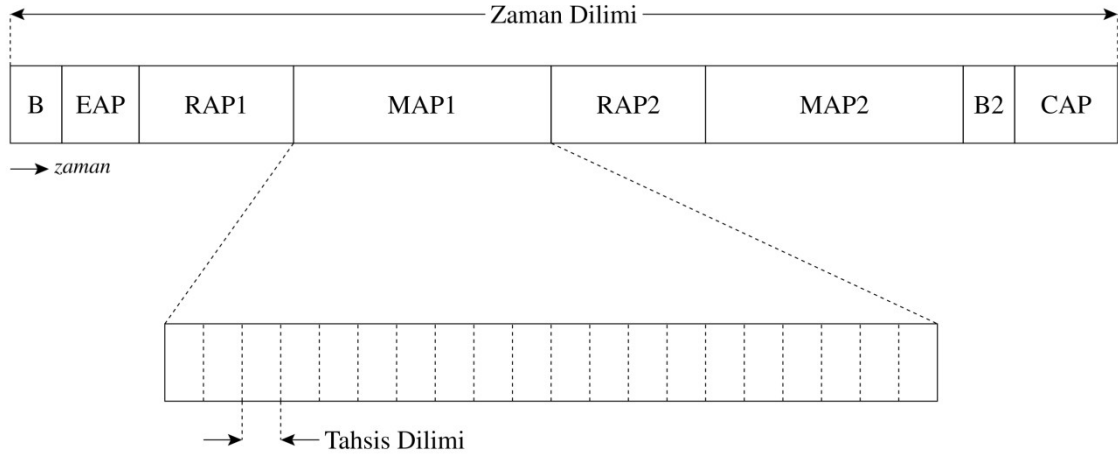


Şekil 4. Mikroişlemcinin RF verici/alıcı ünitesi, AT86RF233, ile olan bağlantısı

2.3.2 Ortam Erişim Kontrol Katmanı (MAC)

802.15.6 uyumlu erişim kontrol katmanının gerçekleştirildiği modüldür. Ağ geçidi ve uç birim cihazları için iki farklı modül olarak geliştirilmiştir. Paket işleme, alma ve gönderme fonksiyonları gibi bazı temel fonksiyonlar iki modül için de ortaktır.

Erişim kontrol için 802.15.6 protokolünün "işaretili bölünmüş zamanlı mod (*beacon mode with superframes*)" tekniği gerçekleştirilmiştir. Bu modda, zaman dilimlere (superframe) bölünerek yönetilir. Erişim cihazı (hub) her zaman diliminin başlangıcında bir işaret paketi gönderir. Bu paket zaman diliminin ve kurulan ağın yapısı ile ilgili bilgiler içerir. Ağa bağlanmak isteyen uç birim düğümleri bilgileri bu paketten alırlar. Zaman dilimi, farklı erişim tekniklerinin uygulandığı erişim fazlarına bölünebilir. Bu çalışmada sadece rastgele erişim fazı ve yönetilen erişim fazı içeren bir zaman dilimi yapısı kullanılmıştır. Rastgele erişim fazında düğümler, çekişmeli erişim tekniklerini kullanarak iletişim kurarlar. Yönetilen erişim fazında iletişim, erişim cihazı tarafından kontrol edilir. Bunun için erişim cihazı, yönetilen erişim fazını dilimlere bölerek, bu dilimleri istek üzerine düğümlere tahsis eder. Düğümler kendilerine tahsis edilen zaman dilimlerinde herhangi bir çakışma olmadan haberleşme kurabilirler. Şekil 5 de bir zaman diliminin yapısı verilmiştir.

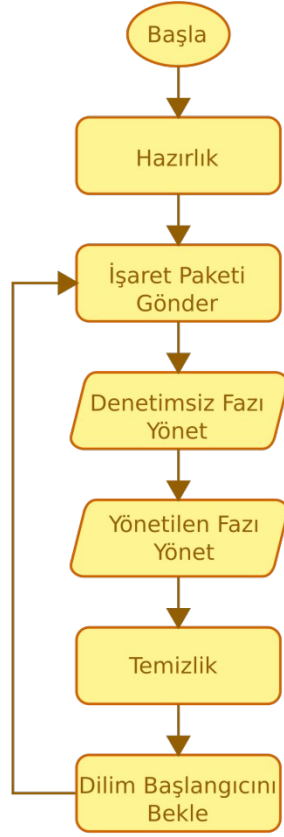


- B: İşaret Paketi (Beacon Frame)
- EAP: Acil Erişim Fazı (Emergency Access Phase)
- RAP: Düzensiz Erişim Fazı (Random Access Phase)
- MAP: Yönetilen Erişim Fazı (Managed Access Phase)
- B2: Beacon 2 Paketi
- CAP: Çekişmeli Erişim Fazı (Contention Access Phase)

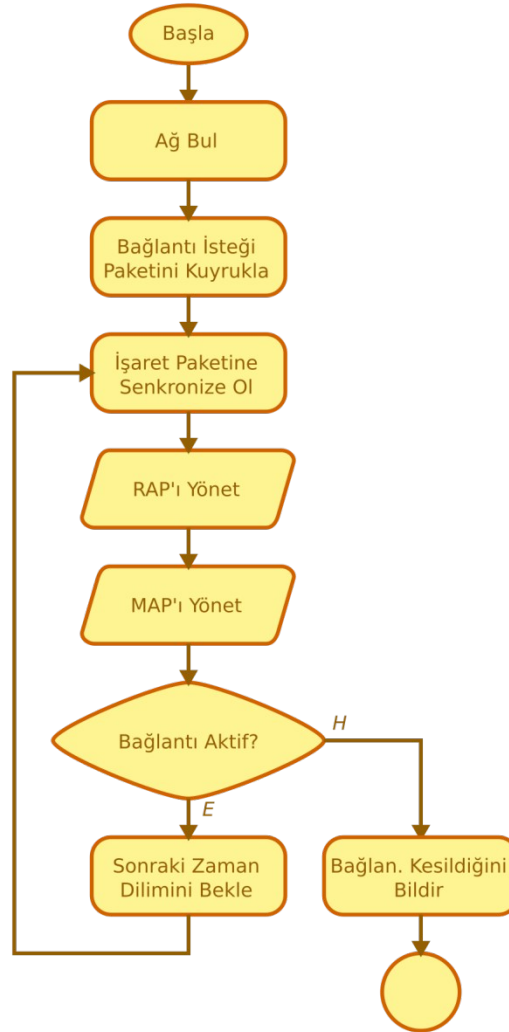
Şekil 5. IEEE 802.15.6'nin işaretli bölünmüş zaman modlu çerçeve yapısı

Şekil 6 daki akış diyagramında ağ geçidi cihazı yazılımının erişim katmanının yönetimi gösterilmiştir. Zaman diliminin başlangıcında bir işaret paketi gönderilir. Ardından rastgele erişim fazı yönetilir. Rastgele erişim fazında ağ geçidi cihazı önce kendi göndereceği paketleri göndermeye çalışır. Eğer kendi göndereceği paket yoksa, kendisine gelen paketleri dinler. Paket göndermek için CSMA/CA çekişmeli erişim tekniği kullanılır. Bu teknikte düğüm paket göndermeden önce dinleme yapar. Eğer kanalın boş olduğuna karar verilirse paket gönderilir. Paket iletiminin başarısız olması durumunda, düğüm rastgele uzunlukta bir müddet bekleyerek paketi yeniden göndermeye çalışır. Rastgele erişim fazından sonra, yönetilen erişim fazı yönetilir. Bu fazda, tahsis aralıkları ayrı ayrı yönetilir. Her bir tahsis aralığı bir düğümüne yükleme veya indirme için atanmıştır. Ağ geçidi cihazı bu atamaya göre paket gönderir veya alır.

Uçbirim cihazı için gerçekleştirilen yazılım da, benzer bir döngü ile çalışmaktadır. Bu yazılımın akış diyagramı da Şekil 7 de verilmiştir. Görüldüğü gibi, uç birim cihazı çalışmaya bir ağ arayarak başlar. Uygun bir ağın bulunmasıyla birlikte bir bağlantı isteği paketi hazırlanır. Haberleşmeye başlayabilmek için işaret paketine senkronize olunur. Senkronizasyon sağlandıktan sonra düğüm rastgele erişim fazında iletişim kurabilir. Bağlantı isteği paketi kabul edildikten sonra, ve tahsis dilimleri atanmışsa düğüm yönetilen iletişim fazında da iletişim kurabilir.



Şekil 6. Ağ geçidi cihazının erişim katmanı yazılımı akış diyagramı

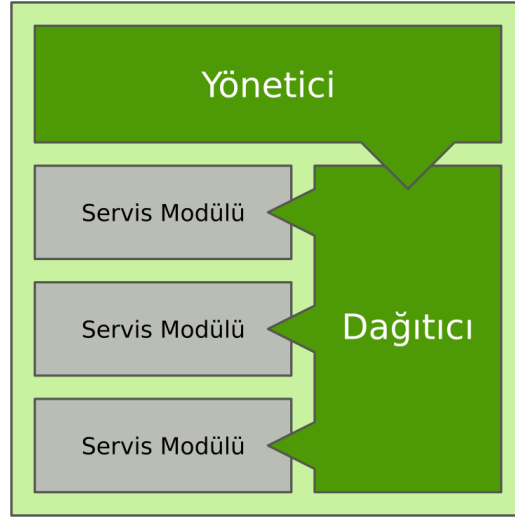


Şekil 7. Uç birim yazılımının akış diyagramı

2.3.3 Servis Katmanı

Haberleşme sistemini tamamlamak için modüler bir servis katmanı gerçekleştirilmiştir. Bu sistemin ana prensibi farklı sensörler ve işlevler için farklı servis modüllerinin gerçekleştirilmesidir. Bu modüller birbirlerinden tamamen bağımsız olarak gerçekleştirilir ve alıcı sistemin bağlandığı kablosuz uçbirim cihazındaki servis modüllerini önceden bilmesi gerekmez. Makineden Makineye İletişim (M2M) prensiplerine uygun olarak tasarlanan bu sistemde, bir cihaza bağlandıktan sonra o cihazdaki modüllerin listesini sorgulayıp ona göre cihazı konfigüre etmek, çalıştırmak ve iletişim kurmak mümkündür.

Servis Katmanı yazılımının genel işlevi Şekil 8 de gösterilmiştir. Bu projede kullanılan servis katmanı tam olarak olmasada IEEE 802.15.4 (ZigBee) içinde tanımlanmış servis katmanı tanımına uymaktadır. Ancak ZigBee nin tanımladığı profiller ve arayüz kriterleri yerine üzerinde çalışılan uygulamaya yönelik bir servis katmanı geliştirilmiştir. Zira üzerinde çalışılan IEEE 802.15.6 nın uygulama katmanı henüz geliştirilmemiştir. Bunun için ZigBee Alliance veya Bluetooth Alliance gibi standardın endüstriyel yapılanması ve yapılanmanın anlaşığı kuralların oluşturulması gerekmektedir.



Şekil 8. Servis katmanı yazılımı bileşenleri

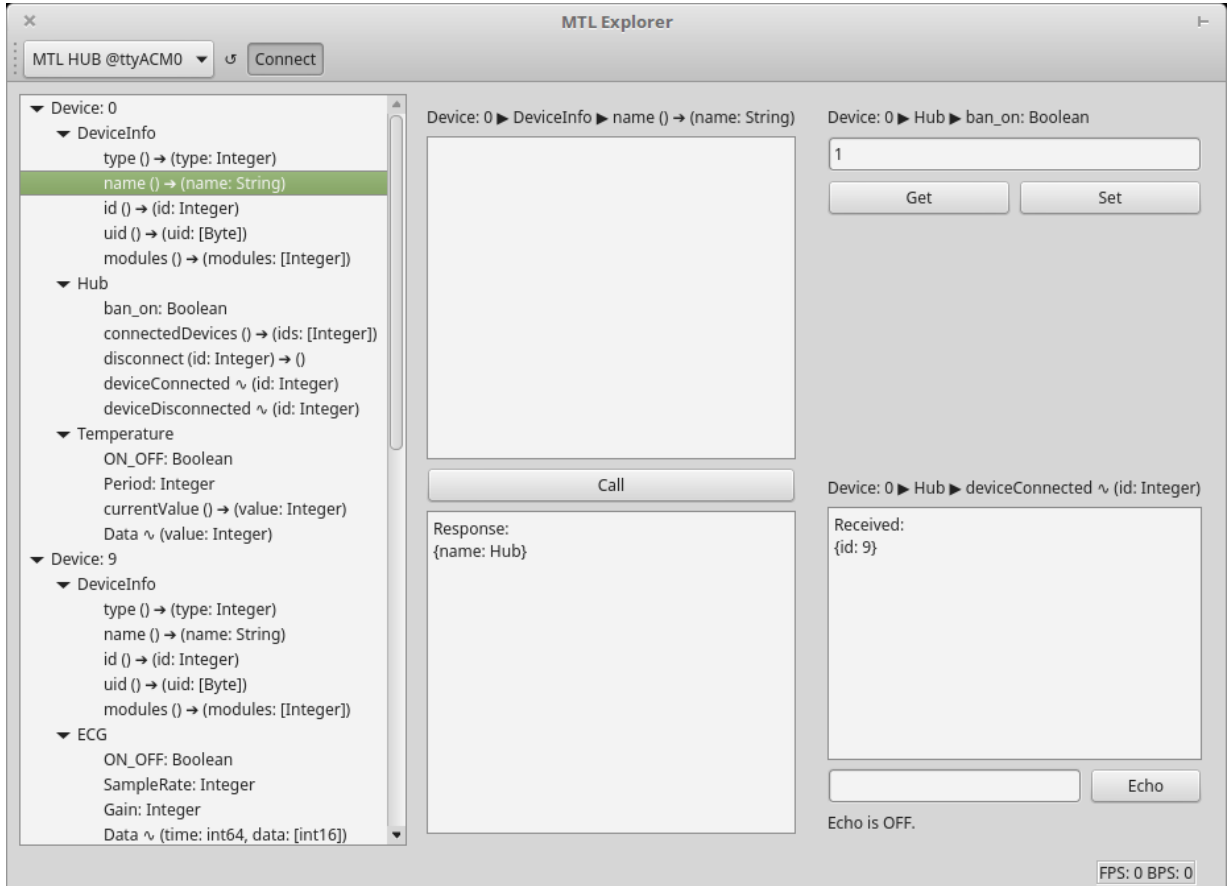
Servis katmanı kendi içerisinde 3 kısımdan oluşur. Yönetici, dağıtıcı ve servis modülleri. Yönetici servis katmanının genel yönetiminden sorumludur. Dağıtıcı gelen paketleri farklı servis modüllerine dağıtır. Servis modülleri uygulama işlevlerinin gerçekleştirildiği kısımdır. Bir cihazın farklı işlevleri için farklı modülleri olabilir. Örneğin sıcaklık sensörü için bir modül olacağı gibi EKG sensörü işlevi için ayrı bir modül olacaktır. Servis modülleri modüler bir arayüze sahiptir. Bu arayüzün oluşturulması için otomatik bir sistem gerçekleştirilmiştir. Servis modülünün arayüzü özel formattaki bir dosyada tanımlanır. Bu tanımlama dosyası kullanılarak C programlama arayüzü ve paketleri işlemekten sorumlu dağıtıcı yazılımı otomatik oluşturulur. Bu tanımlama dosyası ayrıca sürücü yazılımı tarafından bir sistemi tanımak için de kullanılır.

2.3.4 Sürücü Yazılımı

Bir uç birim cihazının servis katmanına uzaktan erişecek PC programlarının yazılımını mümkün kılmak için sürücü yazılımları Python ve C# programlama dillerinde gerçekleştirilmiştir. Sürücünün erişim cihazı ile iletişimi USB UART bağlantısı üzerinden

gerçekleştirilmektedir. Gerçekleştirilen yazılım, servis katmanındaki değişikliklere kolaylıkla, sadece modül dosyasının güncellenmesi ile adapte olabilmektedir. Sisteme bağlanan cihazların kendilerini tanıtabilme yetenekleri sayesinde, sürücünün bir cihazın özelliklerini bağlantı sırasında sorgulayıp daha sonraki adımları buna göre gerçekleştirmesi mümkündür.

Bu sürücü kütüphanesini kullanarak bir yardımcı grafik arayüz programı gerçekleştirilmiştir. Aşağıda Şekil 9 da bir ekran görüntüsü verilen bu program, erişim cihazı üzerinden bir uç birim cihazına bağlanıp bu cihazın modüllerini listeleyebilmektedir. Ayrıca modüllerin kontrolü için gerekli kontrol arayüzü de sunulmaktadır.

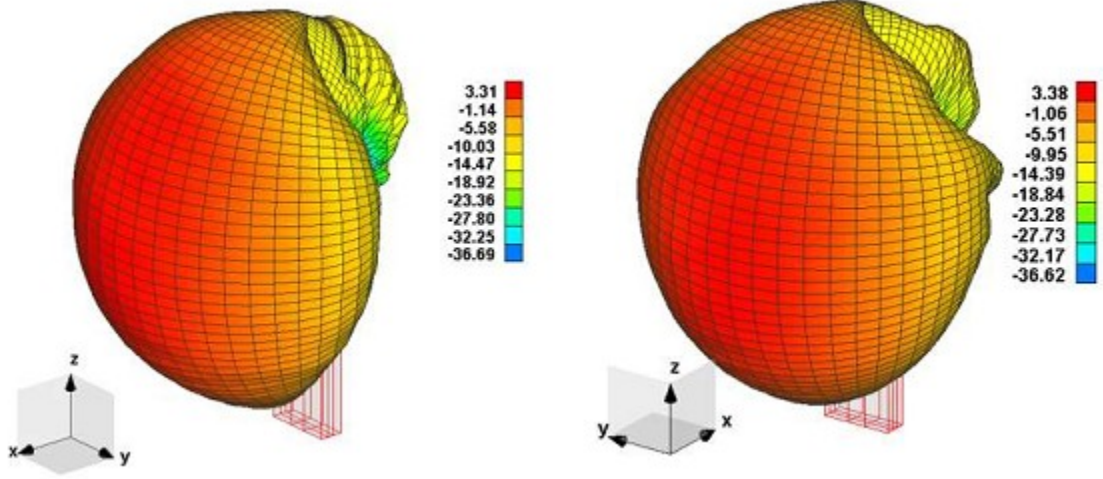


Şekil 9. Sürücü yazılımı kontrol penceresi

2.4 Anten Çalışmaları

Projenin ikinci iş paketinde yer alan anten çalışmaları 2015 yılında başlamış olup, 2016 yılının ikinci yarısında sonlanmıştır. ANKETEK firması tarafından yürütülen anten çalışmalarında insan vücuduna yakın yerleştirilmiş patch ve F tipi antenler analiz edilmiş ve patch antenin F antene göre daha iyi ışımaya sahip olduğu gözlemlenmiştir.

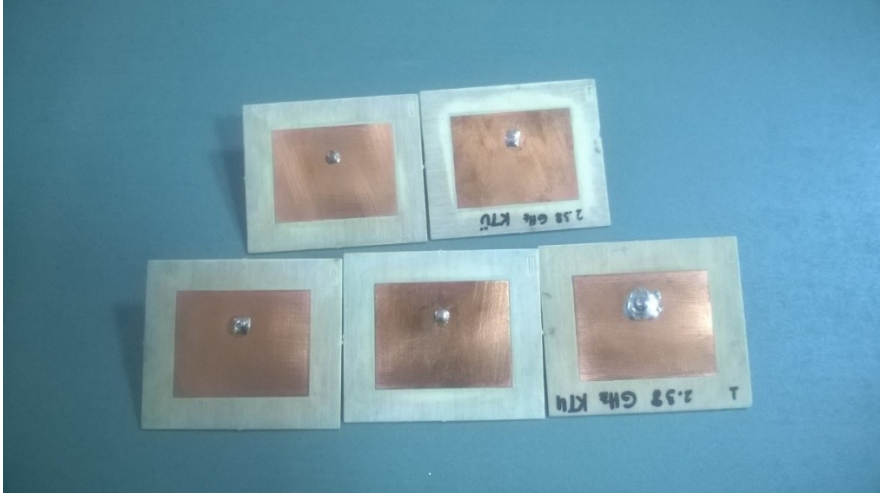
Nihayetinde yönsemeli kazanç yapısına sahip patch anten bulunduğu ortamda sadece baktığı yarım dairede etkin olduğu ve dolayısıyla diğer yarım dairenin haberleşme kapsamına alınması gerektiğinde çeşitleme (diversity) kullanmanın gerektiği ortaya konmuştur Şekil 10.



Şekil 10. İnsan üzerine yerleştirilmiş patch antenin ışıma başarımları. Solda sol göğüs üzerindeki antene ait, sağda ise sağ omuz arkasına yerleştirilmiş antenlerin ışıma diyagramları.

Bu yönde yapılan çalışmalar haberleşme kapsam alanındaki eksikliğin giderilmesini sağlayıp haberleşme kalitesini iyileştireceğini göstermiştir. Elde edilen sonuçlar, CMBEBIH 2017 [Öztürk, 2017] konferansında yayınlanmıştır. Bu çalışmalar için ANKETEK üretilen ve 2.3 ile 2.5 GHz arasında oldukça düz kazanç aralığına sahip antenler deneysel anten çeşitlemesi çalışmaları için donanım gurubuna gönderilmiştir(Şekil 11). Donanım gurubu IEEE 802.15.6 verici alıcı yazılım çalışmalarını 2017 nin ilk yarısında tamamlamış, ancak anten çeşitlemesi çalışmaları henüz tamamlanamamıştır.

Projenin ikinci iş paketinde yer alan anten çalışmaları daha çok Danışman Dr. Tayfun ÖZDEMİR'in yönlendirmesi ile gerçekleştirilmiş olup, kendisinin daha önceki anten çalışmalarında kullandığı ticari yazılımlar ve modeller kısıtlamasız proje çalışmalarında yer almıştır.



Şekil 11. 2.38 GHz Merkez Frekanslı 2.36-2.45 GHz de çalışan patch antenler.

2.5 Sonuçlar

Ağ geçidi cihazının bellek kullanımı Tablo 1 de verilmiştir.

Tablo 1. Ağ geçidi cihazının bellek kullanımı

	Flash (bayt)	RAM (bayt)
Erişim Katmanı	5956	17224
Fiziksel Katman Arayüzü	2132	7
Servis Katmanı	2868	4745
Uygulama (<i>main.c</i>)	604	520
HAL	16344	2590
ChibiOs	6772	376
Diğer	12252	953
Toplam	46928	26415

Bir EKG sensörünü gerçekleyen uç birim cihazının bellek kullanımı aşağıda Tablo 2 de verilmiştir.

Tablo 2. EKG sensörü için geliştirilen uç birimin bellek kullanımı

	Flash (bayt)	RAM (bayt)
Erişim Katmanı	5956	17224
Fiziksel Katman Arayüzü	2132	7
Servis Katmanı	2868	4745
Uygulama (<i>main.c</i>)	604	520
HAL	16344	2590
ChibiOs	6772	376
Diğer	12252	953
Toplam	46928	26415

Kablosuz EKG cihazının ortalama akım tüketim bilgileri aşağıda Tablo 3 de verilmiştir. Aktif değerler, 250sps 16 bit EKG sinyalinin sıkıştırılmadan, maksimum kablosuz iletim gücünde aktarılması için verilen değerlerdir. Sistemin bekleme anındaki yüksek akım tüketimi kullanılan STM32F4 işlemcisinin, nispeten performans odaklı bir işlemci olmasından kaynaklanmaktadır. Uç birim cihazı için daha düşük güçlü, ARM Cortex-M0 veya MSP430 ailesinden bir mikrodenetleyicisinin kullanılmasının daha uygun olacağı öngörülmektedir. Yine de sistemin 1000mAh'lik nispeten küçük bir lityum batarya ile hedeflenen 24 saatten daha uzun süre çalışabileceği tespit edilmiştir.

Tablo 3. Kablosuz EKG cihazının akım tüketim değerleri

	Beklemede	Aktif
Alıcı Verici	0 ma	6,5 ma
EKG Sensörü	0 ma	4 ma
Diğer	24 ma	26 ma
Sistem Toplamı	24 ma	36,5 ma



Bu projenin en çok zorluk içeren ve zaman isteyen kısmı IEEE 802.15.6 haberleşmesi olmuştur. Zira haberleşme için standardın tanımladığı protokol ve hedeflenen uzaktan hasta takip sistemi için güncel bir makinadan makinarya haberleşme uygulamasının kurulumu gerçekleştirilmiştir. Bunun için her iki alanda da, yazılım ve donanım, proje herhangi bir altyapı kullanmamıştır. ZigBee cihazlarında görülen yüksek güç tüketimi ve kurulum karmaşası ve Bluetooth cihazlarındaki yüksek güç ve girişim problemleri bu projenin başlangıç noktası olmuştur. Dolayısıyla Tablo 3 de verilen değerler bu projenin güç problemini oldukça çözdüğü ve 650 mAs lik bir batarya ile çok rahat 24 saatlik bir sürekli EKG ve solunum ölçümünü sağlayabildiğini göstermektedir.

3. ALGILAYICI DONANIM ÇALIŞMALARI

3.1 EKG ve Solunum Algılayıcı Donanım

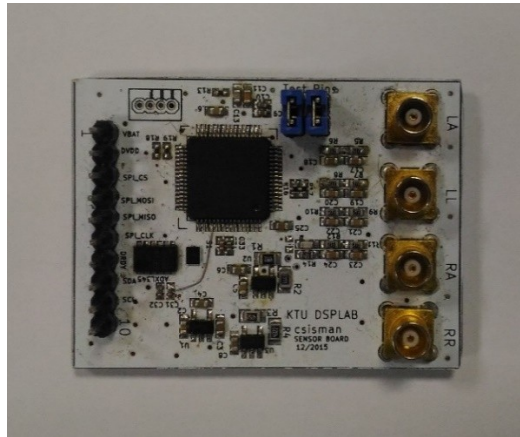
Kablosuz hasta takibine yönelik piyasadaki benzer ürünler incelendiğinde: Qardio firmasına ait "QardioCore" adlı ürün ile EKG solunum gibi biyometrik verilerin takibini sağlayan, Bluetooth haberleşmesini kullanan, 600SPS örnekleme hızında ve 16 Bit çözünürlüklü hasta takip sistemi cihazını üretilmiş ve piyasaya çıkmıştır(Getqardio 2017).

Life Sync firmasına ait Wireless ECG System adlı üründe kablosuz olarak 8 kanallı EKG ve solunum verisi ölçülmüş ve bluetooth 2.0 ile aktarılmıştır(LifeSync 2017).

Bioradio firmasının ürettiği "The BioRadio Wireless Physiology Monitor" ürünü ile EEG, EKG ve Solunum verileri Bluetooth 4.0 ile aktarılmıştır(BioRadio 2017).

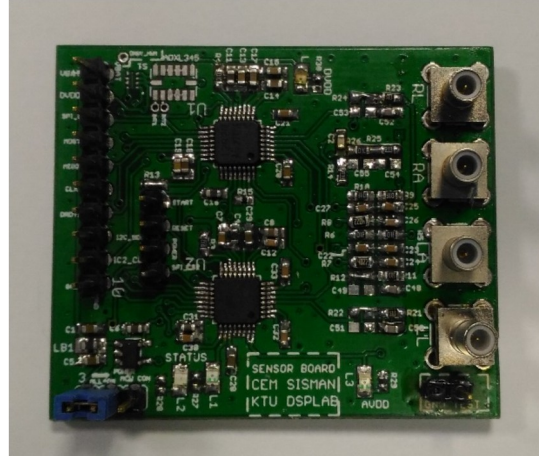
Kablosuz hasta takibine yönelik akademik literatür incelendiğinde ise; Paradiso ve arkadaşlarının Remote "Health Monitoring with Wearable Non-Invasive Mobile System: the HealthWear project" başlıklı çalışmada giyilebilir bir hasta takip sistemi yapılmış elde edilen EKG, Solunum, ivme gibi veriler GPRS bağlantısı yardımıyla uzaktan takip edilmiştir(Paradiso 2008).

Jun Liu ve arkadaşlarının yaptığı kablosuz giyilebilir hasta takibi cihazı çalışması ile EKG, Solunum, vücut sıcaklığı gibi bilgiler kablosuz olarak Bluetooth 4.0 protokolünü kullanılarak bilgisayara aktarılmıştır(Liu, 2013). Khazraee ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile 802.15.6 protokolüne yönelik çalışmasında solunum sayısı, nabız sayısı ve adım bilgileri takip edilmiştir (Khazraee, 2013).



Şekil 12. 3 Kanallı EKG ölçüm sistemini içeren algılayıcı kart

Bu projede standart derivasyonlar kullanılarak EKG ve solunum ölçümü amaçlanmıştır. Gerçekleştirilen algılayıcı kart ile EKG ölçümü hedeflenmiştir. Geliştirilen algılayıcı kart ve yazılımı hakkında Yüksek Lisans Öğrencisi Cem ŞİŞMAN tarafından tez çalışması yapılmıştır(Şişman, 2017). Algılayıcı kartta ölçümler, Texas Instruments tarafından üretilen ADS1294 adlı yonga ile gerçekleştirilmiştir (Texas Instruments, 2017a). ADS1294 (Şekil 12) yongasının mevcut paketinin solunum ölçümüne imkan vermemesi üzerine Şekil 13 de gösterilen yine Texas Instruments firmasına ait iki adet ADS1292R yongası kullanılmıştır (Texas Instruments, 2017b). Geliştirilen bu algılayıcı kart ile 8KSPS örnekleme hızında ve 24 bit olarak EKG ve Solunum takibi yapılabilmektedir. Ayrıca içerdiği ADXL345 ile ivme ölçümü yapılabilmektedir. Geliştirilen kart 40x50mm boyutlarında yüzey montajlı elemanlar kullanılarak üretilmiştir.

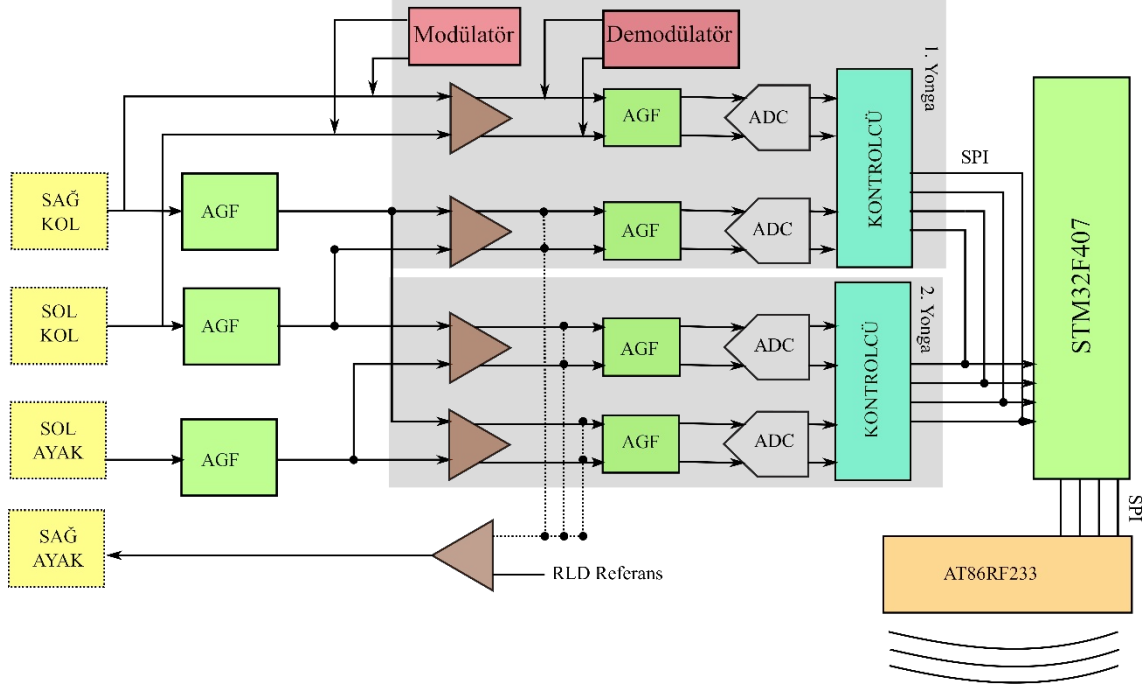


Şekil 13. EKG ve Solunum ölçümü yapabilen algılayıcı kart

EKG ölçüm devresi, standart derivasyonlar kullanılarak üç kanallı olarak ölçülecek şekilde tasarlanmıştır. Bunun için iki adet ADS1292R birbirleriyle uyumlu ve senkron çalışacak şekilde bağlanmıştır. Kalbin insan vücuduna yaydığı EKG işaretleri sağ kol, sol kol ve sol ayak elektrotlarından alınmıştır.

Birinci ADS1292R yongasının ikinci kanalına birinci standart derivasyon olan sağ ve sol kol bağlanmıştır. İkinci ADS1292R'in birinci kanalına ikinci standart derivasyon olan sağ kol ve sol ayak elektrotları bağlanmıştır. İkinci ADS1292R'in ikinci kanalına üçüncü standart derivasyon olan sol kol ve sol ayak elektrotu bağlanmıştır. Tüm elektrotlardan gelen işaretler ters çevrilerek Sağ Bacak sürücü aracılığı ile sağ bacak elektrotundan vücuda geri verilmiş, gürültü azaltılması ve işaretteki dc seviyenin sabit tutulması hedeflenmiştir.

Bütün girişler ikinci derece pasif filtre ile filtrelenmiştir. Filtrelenen işaret programlanabilen yükselteçi ile kazancı yükseltilmiş ve buradan gürültüyü azaltmak amacıyla tekrar bir alçak geçiren yükselteç ile filtrelenip 24 bit 500Hz örnekleme değeri ile sayısala çevrilmiştir. EKG ölçüm devresini içeren blok diyagram Şekil 14'de gösterilmiştir.

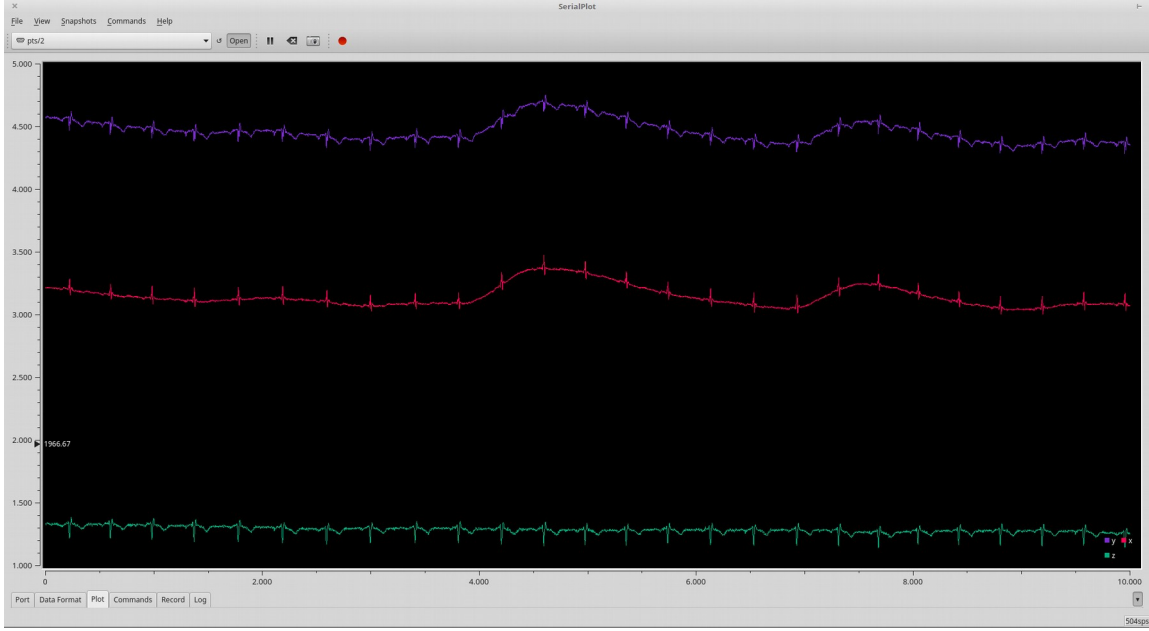


Şekil 14. Sistemin çalışmasına yönelik blok diyagram

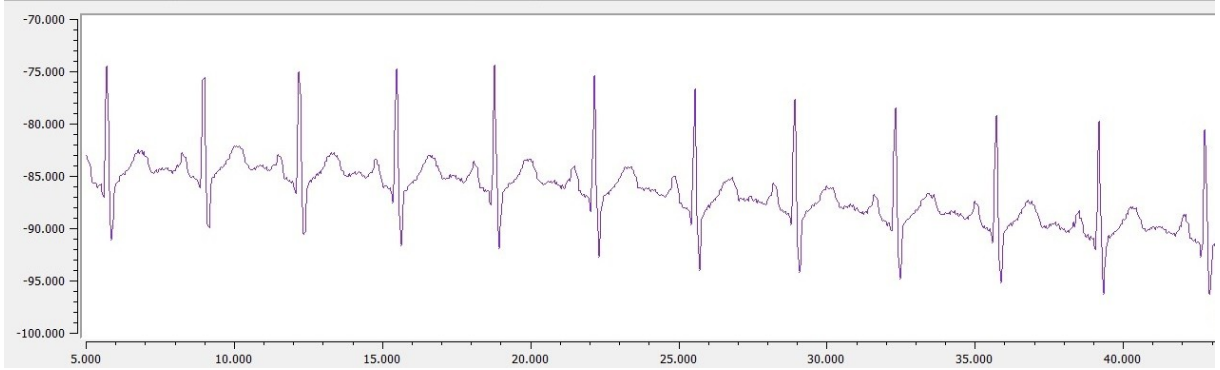
Solunum ölçümü için bipolar yerleşim metodu kullanılmıştır. Ölçüm sinyali 64KHz olarak ADS1292 içerisinde üretilmiş ve modülör çıkışlarından alınmıştır. Alınan bu modüle işaret'e besleme geriliminin yarısı olan 1.65 V seviyesinde bir doğru akım seviyesi eklenmiştir. Vücuda sağ ve sol kol elektrotlarından gönderilen bu sinyal solunum işareti ile birlikte aynı elektrotlardan alınarak kanal 1 in girişine verilmiştir. Kanal 1'in girişinde bulunan demodülör yardımıyla işaret 64kHz frekansı ile 115° fazı geciktirilerek taşıyıcı frekans ile çarpılmıştır. Demodüle edilen işaret yükseltilerek kanal 1 de bulunan ADC ile örneklenmiştir. ADC ile yükselteç arasında birinci dereceden bir alçak geçiren filtre ile gürültünün azaltılması amaçlanmıştır.

EKG ve Solunum verileri kablosuz haberleşme katmanının yükünü azaltmak amacıyla 16 bite düşürülmekte ve servis katmanına uyumlu olacak şekilde paketlenerek servis katmanına iletilmiştir. Gerçekleştirilen algılayıcı kart ile ölçülen EKG işareti Şekil 15 a ve b'de gösterilmiştir. EKG işareti incelendiğinde işarete çok az miktarda şebeke girişimi

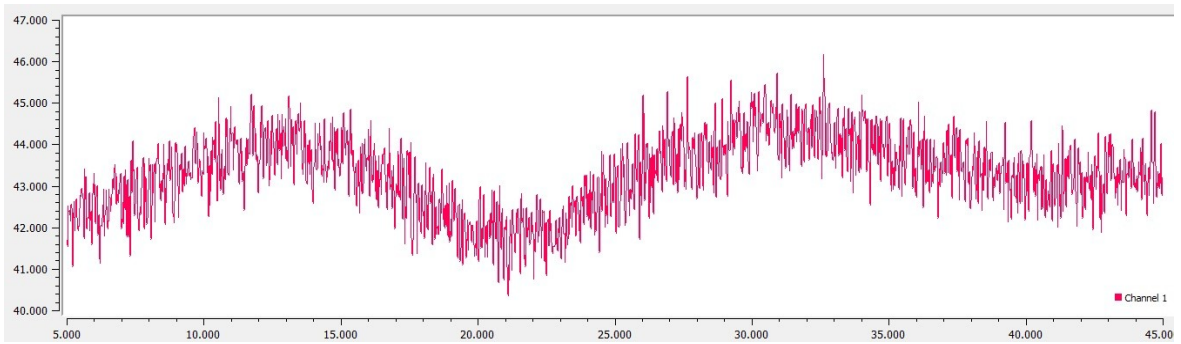
gözlemlenmektedir. Şebeke girişimine yönelik filtre kullanılmadığından gözlenen bu girişim dijital olarak bilgisayar tarafında kolaylıkla bastırılabilir.



Şekil 15. a) Deneysel EKG verisi



Şekil 15. b) I Derivasyona ait tek kanal EKG verisi



Şekil 15.c) Algılayıcı kart ile ölçülen Solunum işareti.

Ölçülen solunum işareti Şekil 15.c'de gösterilmiştir. İşaret incelendiğinde düşük karmaşıklık sağlaması nedeniyle tercih edilen bipolar elektrot düzeni nedeniyle baskın bir gürültü gözlemlenmektedir.

3.2 Tansiyon Cihazı

Yapılan çalışmalar sonucunda tansiyon aletinin donanım, yazılım ve kalibrasyon kısımları tamamen halledilmiştir. Tasarlanan cihaz ve piyasadaki cihazlarla ölçümler yapıp karşılaştırılmıştır. Donanımın kablosuz modüle entegrasyonu tamamlanmak üzeredir.

3.2.1 Tansiyon Aleti Donanım Çalışmaları

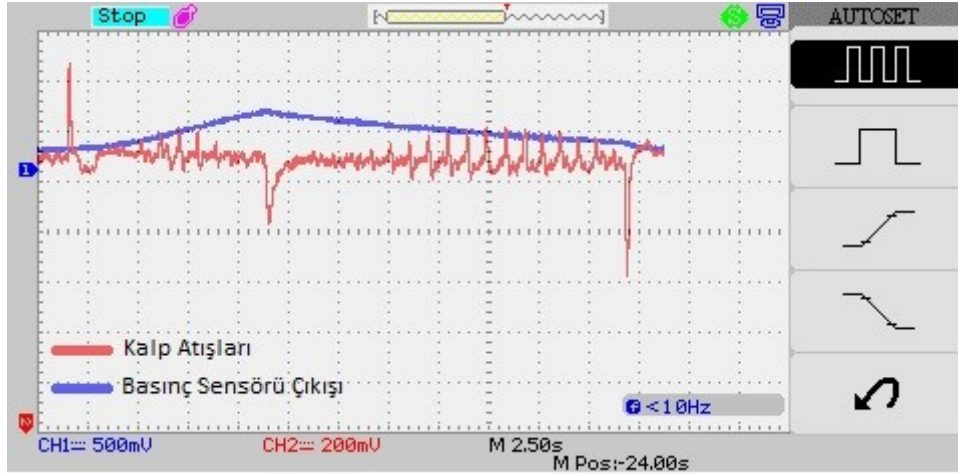
Tansiyon aletinde kola takılan manşon plastik borular yardımıyla hava pompalayan motora, havayı bir anda boşaltacak olan valfa, havanın yavaş boşalmasını sağlayan valfa ve manşon basıncını ölçecek olan basınç sensörüne bağlanmıştır.

Tansiyon aletinin ilk aşamasında basınç sensörleri araştırılmıştır ve MPX4250DP sensörünün kullanılmasına karar verilmiştir. Kullanılan bu sensör sıcaklık değişimlerinden çok fazla etkilenmemesi ve $\pm 1,4\%$ gibi düşük bir hata payına sahip olması bu basınç sensörünü seçmemizi sağlamıştır. Kullanılan bu basınç sensörü basınç değerine bağlı olarak analog bir çıkış vermektedir. Kullanılan sensörün çıkışında gürültüleri azaltmak amacıyla pasif alçak geçiren bir filtre kullanılmıştır. Bu işlem sonucunda basınç değeri kararlı bir şekilde okunabilmektedir.

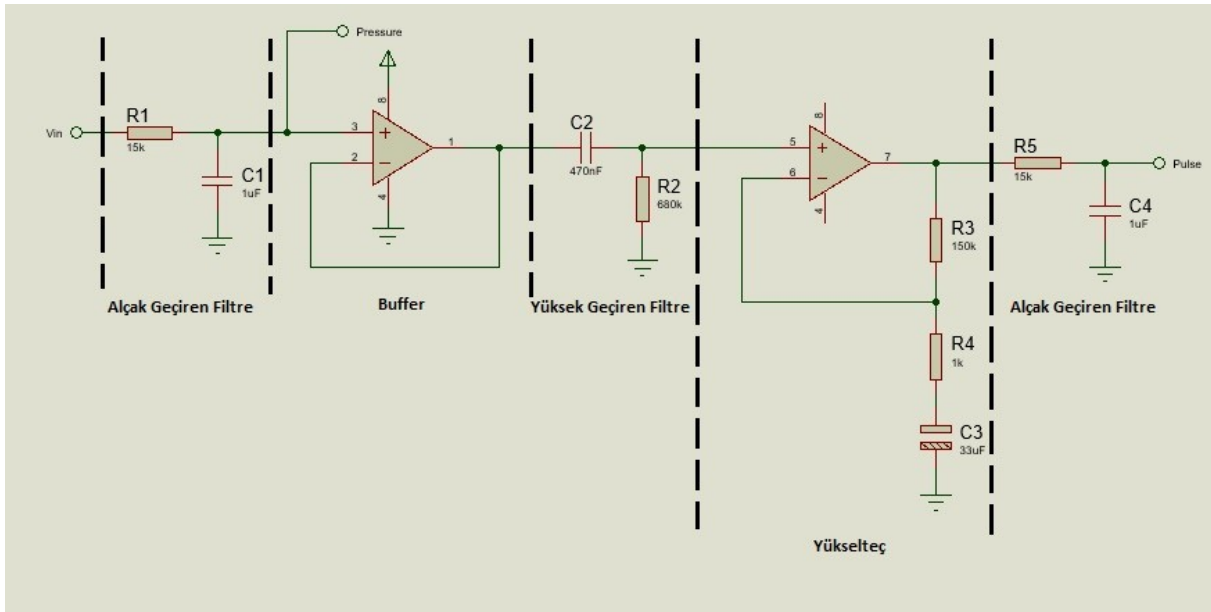
Analog tansiyon ölçümlerinde büyük tansiyon değeri manşonun havası belli bir değere getirilip yavaşça boşaltıldığında iç ve dış basıncın eşit olduğu durumda stetoskoptan gelen kalp atış sesi ile belirlenir. Küçük tansiyon değeri ise bu sesin bittiği yerdir. Dijital tansiyon aletleri de analog ölçüm cihazlarında kullanılan tekniği kullanmaktadır. Yaptığımız donanımda kalp atışını yine basınç sensörü üzerinden elde ettik.

İç ve dış basınç birbirine eşit olduğu durumda manşon üzerindeki basınçta kalp atışları hissedilmektedir. Bu durumu göz önünde bulundurduğumuzda basınç sensörünün çıkışını bu amaç için kullandık. Kalp atışlarını elde etmek için ilk olarak basınç sensörünün pasif alçak geçiren filterden sonraki kısmında bozulmaları engellemek amacı ile buffer devresi kullanılmıştır. Daha sonra bu devrenin çıkışında DC bileşenleri süzmek amacıyla 0.5Hz yüksek geçiren pasif bir filtre devresi kullanılmıştır. Bu işlemden sonra sinyal yükselteç

devresinden geçirilerek 150 kat yükseltilmiştir. Tüm bu işlemler sonucunda basınç sensörü üzerinden kalp atışları Şekil16'da gösterildiği gibi elde edilebilmiştir. Devre şeması ise Şekil 16.b'deki gibidir.



Şekil 16.a) Gerçekleştirilen Devrenin Sinyal Çıktıları



Şekil 16.b) Tansiyon Aleti Devre Şeması

Ölçüm aşaması ise şöyle gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada hava pompalayacak olan motor çalıştırılmıştır ve basınç sensörü üzerinden basınç değeri okunmuştur. Hava pompalama işlemi basınç değeri belirlenen 200mmHg değerine ulaşana kadar devam etmiştir. Daha sonra motorun çalışması durdurularak havanın yavaşça boşalması sağlanmıştır. Bu işlem

esnasında kalp atışlarının elde edildiği çıkışta osilasyonun başladığı yer büyük tansiyon, bittiği yer küçük tansiyon olarak belirlenmiştir. Küçük tansiyon ölçümü de tamamlandıktan sonra manşon içerisindeki hava valf yardımıyla tamamen boşaltılmıştır. Bu ölçüm işlemini Şekil 16.a'daki grafik üzerinde de kolayca görebilmekteyiz.

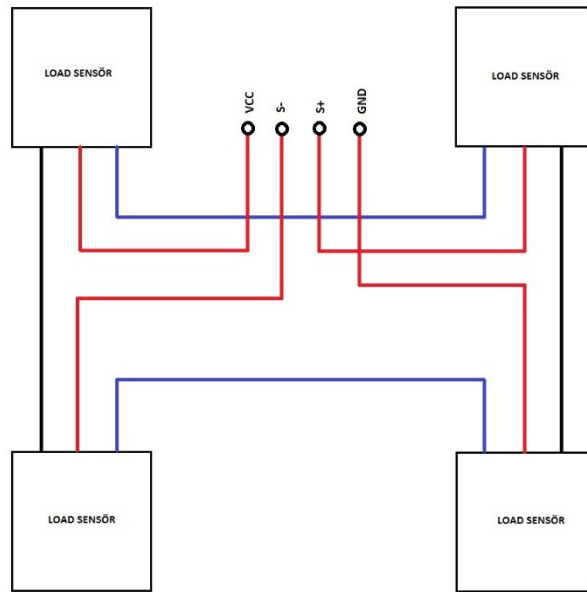
Bu aşamadan sonra tasarlanan tansiyon aleti ile ölçümler yapılabilmektedir. Tansiyon aletinin geliştirilen kablosuz modül ile entegrasyonunda son aşamalara gelinmiştir.

3.3 Dijital Tartı Cihazı

Dijital tartı aletinin donanım, yazılım ve kalibrasyon işlemi tamamen bitmiştir. Kablosuz modül ile entegrasyonunda ise son aşamalara gelinmiştir.

3.3.1 Dijital Tartı Aleti Donanım Çalışmaları

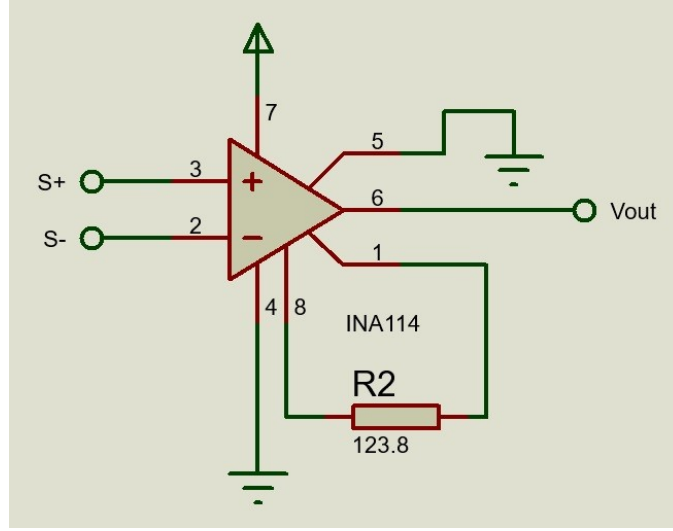
Tasarımda 4 adet load sensör kullanılmıştır ve her sensör 35x35 boyutundaki tamper bir camın köşelerine yerleştirilmiştir. Bu 4 adet load sensör Şekil 17'de gösterildiği gibi birbirine bağlanmıştır.



Şekil 17. Load Sensör Bağlantı Şeması

Şekil 17'de bulunan bağlantı yapıldıktan sonra sensör çıkışlarından S+ ve S- uçları Şekil 20'de bulunan enstrümantal yükselteç devresindeki S+ ve S- uçlarına bağlanmıştır. Bu

bağlantı şekli sayesinde tartı üzerine çıkan bir kişinin ağırlığı 4 sensörden de toplanan veriler sayesinde daha kararlı bir şekilde ölçülmüştür.



Şekil 18. Enstrümantal Yükselteç Devresi

Şekil 18'deki Vout çıkışından alınan gerilim değerindeki gürültüleri azaltmak amacıyla 2. dereceden 10 Hz butterworth alçak geçiren filtre kullanılmıştır.

Bu işlemlerden sonra tasarlanan donanımın kalibrasyonunu yapmak için farklı ağırlıklar kullanılarak donanım çıkışı 10-bit'lik ADC yardımıyla okunmuştur ve Tablo 4'e kaydedilmiştir.

Tablo 4. Kalibrasyon Çizelgesi

Kg	Ekran	Kg	Ekran	Kg	Ekran	Kg	Ekran	Kg	Ekran	Kg	Ekran	Kg	Ekran
10	25	26	89	42	149	58	210	74	270	90	331	117	431
11	28	27	92	43	153	59	213	75	274	91	335	120	441
12	32	28	96	44	157	60	217	76	278	92	338	122	445
13	36	29	100	45	161	61	221	77	282	93	341	124	450
14	40	30	104	46	164	62	225	78	286	94	345	126	458
15	44	31	108	47	167	63	229	79	290	95	349	128	467
16	48	32	112	48	171	64	233	80	294	96	353	131	477
17	53	33	116	49	174	65	237	81	298	97	357	137	495
18	57	34	120	50	178	66	240	82	302	98	361	139	499
19	61	35	123	51	182	67	243	83	306	99	364	144	501
20	65	36	127	52	186	68	246	84	309	100	367		
21	69	37	130	53	190	69	250	85	312	102	376		
22	73	38	133	54	194	70	254	86	316	105	389		
23	77	39	137	55	198	71	258	87	319	108	401		
24	81	40	141	56	202	72	262	88	323	111	412		
25	85	41	145	57	206	73	266	89	327	114	420		

Tablo 4'deki değerler kullanılarak lineer kestirim yöntemi ile karar verme doğrusunun katsayıları bulunmuştur. Bu işlemler sonucunda Denklem 1'deki denklem elde edilmiştir.

$$Ağırlık = 0,2677 \times V_{ADC} + 2,1655 \quad (1)$$

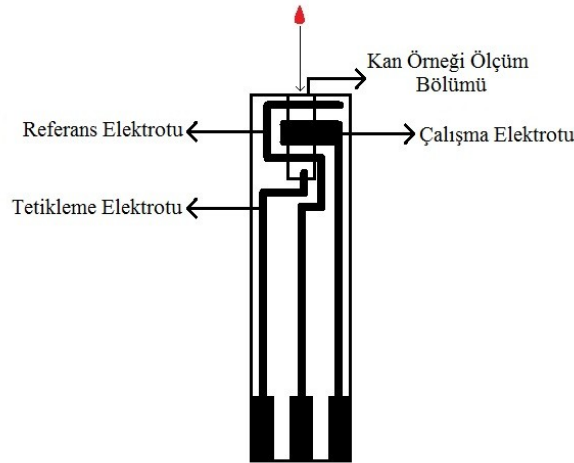
Bu işlemler sonucunda tasarlanan dijital tartı cihazı kullanıma hazır hale getirilmiştir. Son hali ile tekrar ölçümler yapılmıştır ve yüksek bir doğruluk sağlanmıştır. Donanımın geliştirilen kablosuz modül ile entegrasyonunda son aşamalara gelinmiştir.

3.4 Kan Şekeri Ölçüm Cihazı

Kan şekeri ölçüm cihazının donanımsal tasarımı tamamlanmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda istenilen seviyeye ulaşılmıştır. Donanımsal olarak tamamlanan kan şekeri ölçüm cihazının kablosuz modül ile entegrasyonu tamamlanmak üzeredir.

3.4.1 Kan Şekeri Ölçüm Cihazı Donanım Çalışmaları

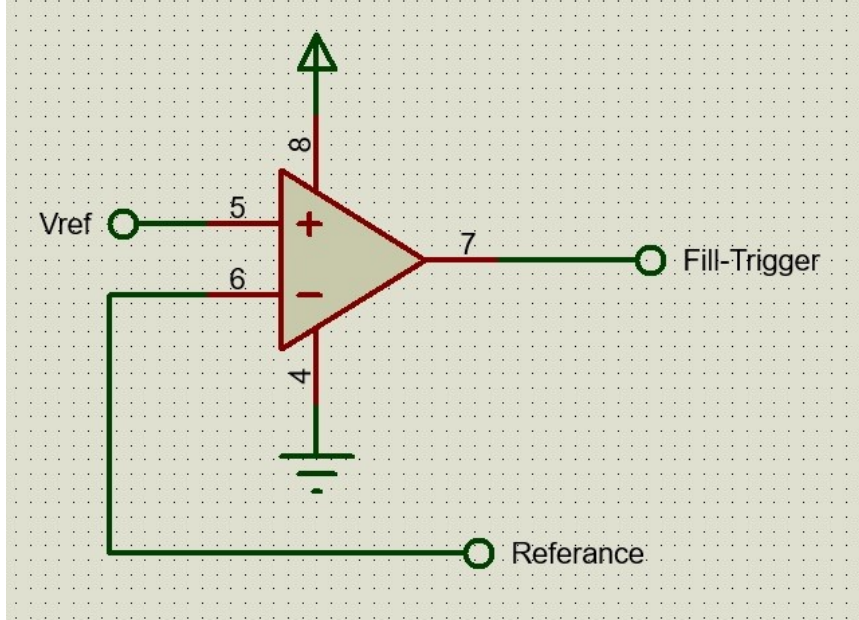
Yapılan çalışmalar sonucunda kan glikoz metre cihazının tasarımı tamamlanmıştır. Sadece kalibrasyon işlemleri kalmıştır. Tasarlanan cihazda Şekil 19'da iç yapısı verilen test stripi kullanılmıştır. Kullanılan stripde 3 adet elektrot mevcuttur. Bunlar Şekil 20'de görüldüğü üzere çalışma (Working), referans (Referance) ve tetikleme (Fill-Trigger) elektrotlarıdır. Aslında burada ölçümü yaparken gerekli olan elektrotlar çalışma ve referans elektrotlarıdır. Ancak ölçümlerdeki hatayı en aza indirmek amacıyla tetikleme elektrotu da kullanılmıştır. tetikleme elektrotunun kullanılma amaçlarından birisi de strip üzerine yeterli kan örneği damlatıldıktan sonra ölçüm devresinin ölçüme başlamasıdır.



Şekil 19. Test Strip Mimarisi

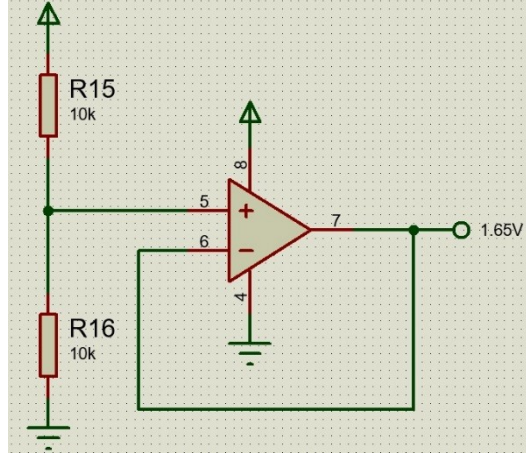
Çalışma aşamalarını kısaca şöyle açıklayabiliriz. Strip tasarlanan kan glikoz metre devresine doğru bir şekilde takılır. Daha sonra kan örneği strip üzerine damlatılır. Kan örneği Şekil 19'da da görüldüğü üzere referans ve çalışma elektrotları üzerinden ilerler. Kan örneği

tetikleme elektrotuna ulaştığında çalışma elektrotunda kandaki şeker miktarına bağlı olarak bir akım meydana gelir. Daha sonra meydana gelen bu akım bir akım-gerilim donuşturucu devre ile gerilime donuşturulur. Daha sonra bu gerilim bir ADC tarafından okunur ve kalibrasyon işlemleri sonucunda gerilim değeri kan şeker oranına donuşturulur.

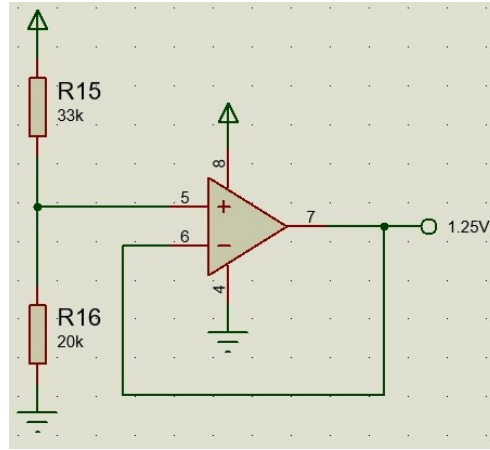


şekil 20. Tetikleme&Referans Elektrot Surucu Devresi

Tasarlanan devrede olumdeki hataları en aza indirmek için tetikleme ve referans elektrotları arasında şekil 20'deki devre kullanılmıştır. Bu sayede alınan kan orneği yeterli seviyeye ulaştığında çalışma elektrotunun çıkış vermesi için gerekli olan Vref referans voltajı stripe uygulanmış olur. Burada Vref gerilimi olarak -400 mV kullanılması gerekmektedir. Ancak bizim yapmış olduğumuz cihaz 3.3V'luk tek gerilim kaynağından besleneceği için -400 mV'luk gerilimi farklı bir yontem ile elde ettik. Genel devrede referans gerilimi olarak kullanmak amacıyla şekil 24'deki devre yardımıyla 1.65V'luk bir gerilim elde edildi. Bu sayede -400 mV'luk gerilimi elde etmek için 1.25V gerilim şekil 21'deki devrede Vref gerilimi olarak uygulandı. 1.25V gerilim ise şekil 22'de verilen devre ile elde edildi.



Şekil 21 1.65V Referans Geriliminin Elde Edilmesi

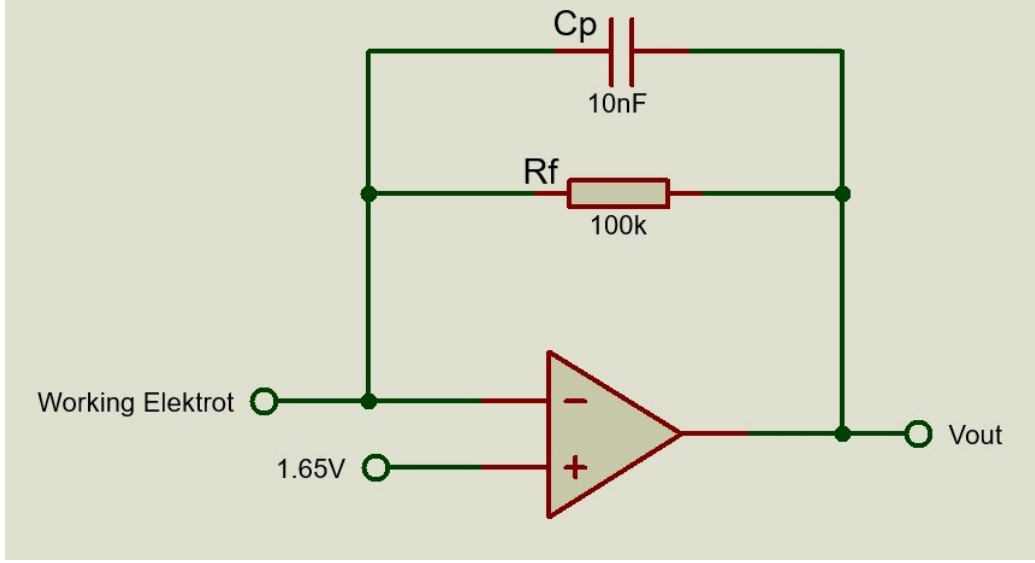


Şekil 22.1.25V Vref Geriliminin Elde Edilmesi

Kullanılan stripin çalışma elektrot çıkışında kandaki şeker oranına bağlı olarak meydana gelen akım Şekil 23'deki akım gerilim dönüştürücü ile gerilime dönüştürülmektedir. Bu dönüşüm esnasında çalışma elektrotunun akımına I_f dersek çıkış gerilimi (V_{out});

$$V_{out} = -I_f \cdot R_f \quad (2)$$

olarak bulunur.

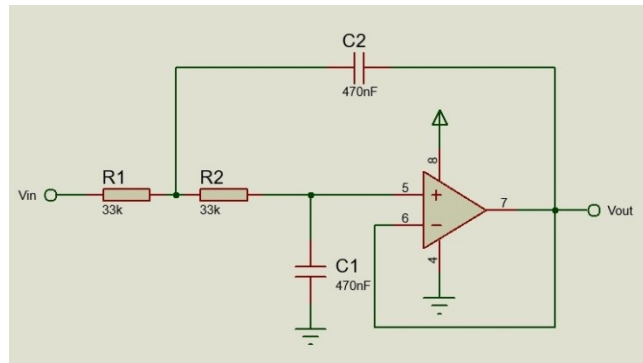


Şekil 23. Akım-Gerilim Dönüştürücü

Cp kondansatörü Vout gerilimi üzerindeki gürültüleri azaltmak için kullanılmıştır. Ayrıca çıkışta ek olarak gürültüleri yok etmek amacıyla Şekil 24'deki 10 Hz alçak geçiren aktif filtre devresi kullanılmıştır. Burada akım-gerilim dönüştürücü devresinin çıkışı (Vout) filtre devresinin girişine (Vin) bağlanmıştır. Bu devredeki köşe frekansını bulmak istersek;

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} \quad (R_1 = R_2 = 33k\Omega) \quad (C_1 = C_2 = 470nF) \quad (3)$$

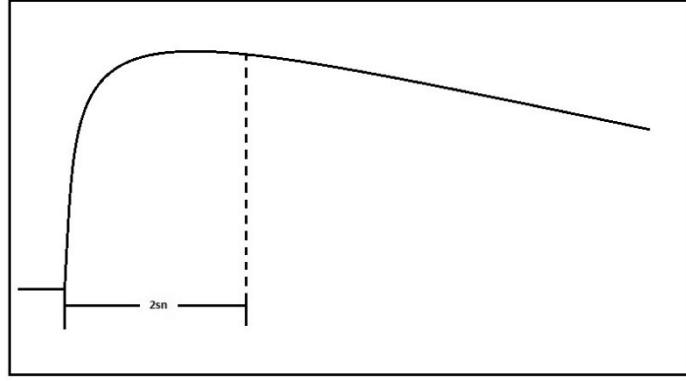
R ve C değerleri yerlerine yazılıp işlem yapıldığında $f_c \cong 10Hz$ olarak bulunur.



Şekil 24. 10Hz Alçak Geçiren Aktif Filtre

Kan glikoz metre cihazının donanım kısmı yukarıda anlatıldığı şekilde yapıлып tamamlanmıştır. Yapılan denemeler sonucunda istenilen sonuçlara ulaşılmıştır.

Kan şeker oranının ölçümüne geldiğimizde teorik olarak araştırmalar yapılmıştır. Strip tasarlanan donanıma takılıp kan örneği strip üzerine damlatıldığında çıkış gerilimi Şekil 25'de gösterildiği gibi bir pik yapmaktadır. Yalnız tam pik anında çok fazla gürültü meydana geldiğinden dolayı pikin başladığı konumdan itibaren ADC 2sn süreliğine beklemede kalır. 2sn sonra 12-bit'lik ADC çıkış gerilimini okumaya başlar. Doğruluğu ve gürültünün etkisini en aza indirmek amacıyla 2048 gerilim örneğinin ortalaması alınarak işlem yapılır. Bu işlem sonucunda elde bir gerilim değeri olacaktır.



Şekil 25. Kan Glikoz Metre Çıkış Sinyali

Donanımsal ve yazılımsal olarak kan şekeri ölçüm cihazı tamamlanmıştır. Ayrıca 3D yazıcı yardımı ile strip için konnektör tasarımı yapılmıştır ve devreye ilave edilmiştir. Donanımın kablosuz modül ile entegrasyonunda da son aşamalara gelinmiştir.

3.5 Pals Oksimetre Cihazı

Pals oksimetre cihazının tasarımında ilk planlanan Texas Instruments firmasının bu cihazların tasarımında kullanılması için geliştirdiği AFE4490 işlemcisini kullanmaktı(Texas Instruments (2017c)). Ancak daha sonra yapılan araştırmalar sonucunda Maxim Integrated firmasının pals oksimetre cihazlarının tasarımında kullanılması için üretmiş olduğu MAX30100 işlemcisi seçilmiştir (Maxim, 2017).

MAX30100 işlemcisinin AFE4490 işlemcisine göre birçok üstünlüğü görülmüştür. İlk olarak boyut açısından düşünüldüğünde MAX30100 işlemcisi AFE4490 işlemcisine oranla daha az yer kaplamaktadır. Tasarlanan cihazın taşınabilir olması da göz önünde bulundurulduğunda bu ayrıntı önemli bir yer teşkil etmektedir. İkinci olarak MAX30100 işlemcisinin tasarlandığı



kılıf AFE4490 işlemcisine oranla daha kolay lehimlenebilir oluşudur. MAX30100 işlemcisinin özelliklerine kısaca bakacak olursak;

- 1.8 - 3.3V arasında düşük gerilimlerde çalışabilme
- İşlemci üzerine entegre edilmiş LED'ler ve fotodiyot
- Düşük güç tüketimi
- Programlanabilir örnekleme hızı ve LED akımları
- Yüksek örnekleme kapasitesi
- Hızlı veri akışı

MAX30100 işlemcisinin I2C haberleşme protokolü kullanılarak STM32 işlemcisi ile haberleşmesi sağlanmıştır. Kan oksijen saturasyonunun hesaplanması için gerekli olan kırmızı ve kızılötesi PPG sinyalleri elde edilmiştir. Elde edilen bu sinyallerin işlenmesi için gerekli olan yazılım geliştirilmiş ve son aşamasına gelmiştir. Yazılımsal olarak elde edilen sinyallerin AC ve DC bileşenlerinin hesaplanması kan oksijen saturasyonunun hesaplanması için gerekli olan bilgileri bize sağlayacaktır. Donanımın kablosuz modül ile entegrasyonu da son aşamalara gelmiştir.

4. KARAR DESTEK SİSTEMİ YAZILIMI ÇALIŞMALARI

4.1 Giriş

Günümüzde yapılan araştırmalara bakıldığında zaman, stres durumları, çevresel koşullar, kalıtsal faktörlere bağlı olarak kalp rahatsızlıklarında artış görülmektedir. Bu hastalıklar kimi zaman kalıcı hasarlara hatta ani ölümlere bile yol açabilmektedir. Bu olumsuz sonuçların önüne geçebilmek ve meydana gelebilecek hasarları en aza indirebilmek için kalp rahatsızlıklarının önceden tespit edilebilmesi ve hastalık süresince izlenebilmesi önemlidir. Bunun içinde EKG sinyallerinin doğru ve hızlı bir şekilde algılanıp işlenmesi oldukça önemlidir. Bu sebeplerden yapılan çalışma iki ana başlık altında toplanmıştır. Bunlardan ilki kişilerdeki aritmilerin tespit edilmesi ikincisi ise kalp krizinin erken teşhis edilmesidir.

SA düğümünden doğan elektriksel işaretten kaynaklanan, hızı dakikada 60-100 vuruş/d (dakika) aralığında düzenli bir ritme sahip olan ve belirli özellikler içeren ritme normal sinüs ritmi adı verilir. Normal sinüs ritminin dışında kalan düzenli bir ritme sahip olup olmadığı farketmeyen tüm uyarı oluşumu ve iletim bozukluklarına aritmi adı verilir. Aritmi ayrıca kalp ritminin hızıyla, iletimiyle, düzenliliğiyle alakalı normal olmayan özellikleri anlatır.

Aritmiler temelde 3 ana başlık altında toplanır. Bunlar;

- ✓ Uyarı oluşumu bozuklukları,
- ✓ Uyarı iletim bozuklukları,
- ✓ Uyarı oluşum bozukluğu ve uyarı iletim bozukluğunun birlikte olduğu bozukluklardır.

Kalp krizi öncesinde ve esnasında EKG ST segmenti seviyesinde değişimler oluşmaktadır. Bazı durumlarda kalp krizi hastada hiçbir belirti vermeden gerçekleşebilir. Ancak hastanın EKG kaydı incelendiğinde kalp krizi geçirdiği anlaşılabilir.

Hastanın kalp krizi geçirmeden önce alınan uzun süreli EKG kayıtlarındaki ST segment düşmeleri ve yükselmeleriyle kalp krizi geçirebileceğine dair teşhis koyulabilmektedir. Kalp krizin önceden tespit edilebilmesi ve gerekli önlemlerin alınabilmesi hastanın sağlığı için oldukça önemlidir. Aksi takdirde ani ölümler ortaya çıkmaktadır. Dünya sağlık örgütü (WHO)'nün yaptığı araştırmalara göre her yıl 17,5 milyon insan kalp ve damar hastalıkları yüzünden hayatını kaybetmektedir. Bu da dünyadaki ölümlerin yaklaşık %31'ine denk gelmektedir. Ayrıca kalp hastalıklarına bağlı meydana gelen ölümlerin %80'ini kalp krizi ve felç oluşturmaktadır.

Yapılan çalışma geliştirilmekte olan tele-tıp sisteminin de bir parçası olacağından EKG sinyalinin gerçek zamanlı izlenip anormal atımların tespit edilmesi uygulanacak tedaviler için

oldukça önemlidir. Tele-tıp sistemleri hasta bireylerde görülen sağlık problemlerini önceden tespit edebilir ve gerekli önlemlerin, müdahalelerin daha kısa sürede yapılmasını sağlayabilmektedir. Bu sistemler sayesinde hasta kişiler düşük maliyetle yüksek yaşam şartlarına ulaşmaktadır ve ayrıca bu sistemler sayesinde kişilerdeki ilaç kullanım miktarları ise düşüş göstermektedir. Bu sebeplerden dolayı ve insan yaşam kalitesini arttırmak amacıyla bu çalışma yapılmıştır.

Yapılan çalışma iki ana aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada tele-tıp sistemleri için acil uyarı oluşturabilecek bir algoritma yazılarak kişide herhangi bir kalp aritmisinin olup olmadığının tespit edilmesi amaçlanmıştır ve bu çalışma geliştirilerek devamında ise herhangi bir kalp aritmisi varsa bu aritminin çeşidinin ne olduğunun tespit edilmesi amaçlanmıştır.

İkinci aşamada ise EKG işaretinin her hangi bir R-R aralığında bir ST segment seviyesi düşmesi veya yükselmesi olup olmadığını tespit edebilecek bir algoritmanın gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Böylece hastada miyokard iskemi veya miyokard infarktüs varlığının önceden bulunabilmesi ve olası kalp krizinin kötü sonuçlarının en aza indirgenmesi sağlanır. Bu çalışma geliştirilerek devamında ise sağlıklı, hastalıklı, ST segment seviyesi düşmesi ve ST segment seviyesi düşmesi olan EKG işareti R-R aralıkları seçilmiştir. Böylece önerilen yöntemler 4 sınıflı probleme dönüştürülmüştür.

4.2 Literatür

Çalışmanın ilk aşaması için literatür özeti aşağıdaki şekildedir.

Markos G. ve diğerleri RR aralıklarından yola çıkarak öznitelik çıkarma yöntemleri olarak zaman frekans yöntemlerini ve yapay sinir ağlarını kullanmışlardır. Ön işleme aşamasında EKG kayıtlarından takogramlar çıkartıp bu takogramları 32 küçük aralığa bölmüşlerdir. Her bir aralığı normal yada aritmi olarak tanımlamışlardır. Veritabanı olarak MIT-BIH Aritmi veritabanından 112568 RR aralığı kullanılmıştır. Duyarlılık ve özgüllük değerlerini sırasıyla %87.5 ve %89.5 olarak bulmuşlardır(Tsipouras, 2004).

Hari Mohan Rai ve diğerleri çalışmasında öznitelik çıkarmak için EKG sinyallerinin morfolojik özelliklerini ve dalgacık katsayılarına dayalı yöntemleri kullanmışlardır. Bu yöntemleri kullanarak normal ve aritmi tespiti yapmışlardır. Sınıflandırma aşamasında ise yapay sinir ağlarını (ANN) kullanmışlardır. EKG kayıtlarını MIT-BIH Aritmi veritabanından almışlardır. Toplamda 200 kalp atımı kullanmışlardır. Sistemin doğruluğunu ise %100 olarak bulmuşlardır(Rai, 2013).

Hassan H. Haseena ve arkadaşları çalışmalarında normal atım, sol dal bloğu , sağ dal bloğu , erken karıncık atımı , erken kulakçık atımı, yapay vuru, Ventriküler flutter atım ve Ventriküler kaçak atım olmak üzere toplamda 8 farklı atım türü kullanmışlardır. Veritabanı olarak MIT-BIH Aritmi veritabanından toplamda 1920 tane atım kullanmışlardır. Özellik çıkarma yöntemi olarak Otomatik Regresif (AR) katsayıları ve Spektral Entropi yöntemlerini kullanılmışlardır. Sınıflandırıcı olarak ise Olasılıksal Sinir Ağı (PNN) ve Çok Katmanlı İleri beslemeli ağlar kullanılmıştır (MLFFN). Sistemin en yüksek toplam doğruluk, duyarlılık ve özgüllük değerleri ise sırasıyla %97.14-99.05, %99.78, %98.71 olarak verilmiştir(Haseena, 2011).

Rodolfo de Figueiredo Dalvi ve arkadaşları çalışmalarında normal , sağ dal bloğu, sol dal bloğu, erken karıncık atım, erken kulakçık atım ve yapay vuru olmak üzere 6 farklı atım türünü sınıflandırmışlardır. Öznitelik çıkarmak için EKG dalgalarındaki RR aralıklarının morfolojik özelliklerinden yararlanılmıştır. Sınıflandırma aşamasında ise yapay sinir ağları kullanılmıştır. MIT-BIH aritmi veritabanından alınan 38106 EKG atımı kullanılmıştır. Çalışmanın performansını ise doğruluk %96.97, duyarlılık %95.05, özgüllük %90.88, pozitif prediktif değer %95.11 ve negatif prediktif değer %92.7 olarak verilmiştir(Dalvi, 2016).

Juyoung Park ve arkadaşları çalışmalarında öznitelik çıkarmak için yalnızca normalize edilmiş atım morfolojisinin özelliklerini dikkate alan uyarlamalı bir yöntem önermişlerdir. Sınıflandırıcı olarak ise kaskat rastgele ağaç yöntemi, k en yakın komşuluk yöntemi, dönüşümlü sinir ağları yöntemlerini kullanmışlardır. Veritabanı olarak MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan 10 farklı aritmi türünü sınıflandırmışlardır ve 109453 adet kalp atımı kullanmışlardır. Sistemin sınıflandırma sonuçları ise %96.59 ve % 98.51 olarak değişmektedir(Park, 2017).

Çalışmanın ikinci aşaması için literatür özeti aşağıdaki şekildedir.

Bin Liu ve diğerleri çalışmalarında EKG sinyaline 20.dereceden polinom uydurarak PolyECG-S olarak tanımladıkları yeni bir yöntem geliştirmişlerdir. Çalışmada veritabanı olarak Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB) seçilmiştir. Bu veritabandaki EKG sinyalleri standart 12 derivasyon olup 1000 hz örnekleme frekansına sahiptir. Veritabanından 148 ST segmenti değişimli ve 52 sağlıklı veri seçilmiştir. Rastgele Ağaçlar, Karar Ağaçları algoritmalarından biri olan J48 ve Naif Bayes sınıflandırma algoritmalarını kullanarak miyokard infarktüsü tespit etme doğruluğu en yüksek %94.4 bulunmuştur (Liu, 2015).

Xiaoying Tang ve diğeri çalışmaları Long-Term ST veritabanından seçilen QRS kompleksleri üzerinde Saklı Markov Modelini kullanarak; öznitelik çıkarımı gerçekleştirmişlerdir. Miyokard iskemi tespit etme duyarlılığı ve pozitif prediktif değeri sırasıyla %89 ve %85 olarak verilmiştir. Benzer şekilde A.Smrdel ve arkadaşları da öznitelik çıkarma aşamasında Saklı Markov Modeli kullanarak QRS kompleksleri üzerinden öznitelik çıkarımı yapmışlardır. Çalışmada Long Term ST veritabanındaki protokol B'ye ait 24 saatlik 86 tane EKG kaydı kullanıldığında; iskemi tespit etme duyarlılığı %78.9 pozitif prediktif değeri %80.7 olarak bulunmuştur. Çalışmada European ST-T database kullanıldığında duyarlılık ve pozitif prediktif değerler sırasıyla %81.3 ve %89.2 olarak bulunmuştur (Smrdel, 2004).

Yorgos Goletsis ve diğeri QRS kompleksleri üzerinden birden fazla kriter kullanarak miyokard iskemini tespit edilmesini sağlamışlardır. Bu kriterler ST segment sapmaları, ST segment eğimi, T dalgası genliği ve hastanın yaşıdır. Çalışmada European ST-T veritabanından alınan 20 iskemik ST segment bölümü ve 20 iskemik T dalgası bölümü kullanılmıştır. Bu bölümler toplamda 86.384 atım içermektedir. Daha sonra genetik algoritmaları kullanarak miyokard iskemi tespit etme duyarlılığı ve özgüllüğü %91 olarak bulunmuştur (Goletsis, 2004).

Jinho Park ve diğeri çalışmaları ilk olarak dalgacık dönüşümünü kullanarak taban çizgisi sapmasını kaldırmışlardır. Daha sonra QRS komplekslerini dalgacık dönüşümü yardımıyla bulmuşlardır. Her kalp atımı için 3 ayrı öznitelik tanımlamışlardır. Bunlar QRS kompleksi ve T tepe noktası arasındaki alan, QRS kompleksinden sıfır voltaj noktasına kadar olan değerlerinin normalizasyonu ve QRS kompleksi başlangıç noktasından bitiş noktasına olan eğimdir. Önerilen yönteminin performans değerlendirmesi çekirdek yoğunluk kestirimi ve DVM ile yapılmıştır. Çalışmada European ST-T veritabanından alınan 90 EKG kaydı kullanılmıştır. Bu kayıtlarsa toplamda 367 iskemik ST bölümü içermektedir. Çekirdek yoğunluk kestirimi kullanılarak iskemik ST bölümü bulma duyarlılığı ve özgüllüğü sırasıyla %93.39 ve %91.12 olarak; DVM kullanıldığında bu değerler sırasıyla %94.1 ve %92.3'dür (Park, 2012).

Muhammad Arif ve diğeri çalışmasında T dalgası genişliği, Q dalgası genişliği ve ST segmenti seviye sapması özniteliklerini kullanarak miyokard infarktüs sınıflandırması yapmışlardır. PTB veritabanından elde edilen 20.160 kalp atımı kullanılmıştır. Miyokard infarktüs Anterior, Anterior-Lateral, Anterior-Septal, Inferior, Inferior-Lateral, Inferior-Posterior, Inferior-Posterior-Lateral, Lateral, Posterior, Posterior-Lateral olmak üzere 10 tane

alt sınıfa ayrılmıştır. Duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla %90, %90 ve %98.3 olarak bulunmuştur (Arif vd. 2012).

Yapılan çalışmanın ikinci aşamasında; EKG R-R aralığındaki ST segmenti yükselmelerini veya düşmelerini önceden tespit etmek amacıyla zaman frekans dönüşümlerine dayalı yöntemler geliştirilmiştir. Önerilen yöntemlerde literatürdeki çalışmalardan farklı olarak MIT-BIH Aritmi, European ST-T ve Long Term ST veritabanları kullanılarak büyük bir veritabanı oluşturulmuştur. Ayrıca literatürdeki çalışmalardan farklı olarak performans değerlendirmesinde birden fazla sınıflandırma tekniği kullanılmıştır ve önerilen yöntemlerinin performans değerlendirme sonuçları birçok çalışmanın üstündedir.

4.3 YAPILAN ÇALIŞMALAR

4.3.1 Kullanılan Veritabanı

4.3.1.1 Anormal Atım Belirleme ve Aritmi Sınıflandırma İçin Kullanılan Veritabanı

Çalışmada kullanılan veritabanı ise literatürde kullanılan veritabanlarına göre oldukça daha büyüktür.

Çalışmanın ilk aşaması olan anormal atım tespitinde 15 farklı atım tipi kullanılmıştır. Bunlar Normal atım, sol dal bloğu (LBBB), sağ dal bloğu (RBBB), erken kulakçık atımları (AP), anormal erken kulakçık atımları (aAP), süpraventriküler ektojik atım veya erken ektojik atım, ventriküler erken karıncık atımı (PVC), normal ve karıncık atım füzyonu (fVN), nodal (junctional) kaçak atım (NE), ventriküler kaçak atım (VE), yapay vuru, yapay ve normal vuru füzyonu (fPN), ventriküler flutter dalga, nodal (junctional) erken atım (NP) ve sınıflandırılmayan atımlardır (Q). Çalışmada MLII derivasyonundan 103026 atım; V1, V2, V4, V5 derivasyonundan ise toplamda 111688 atım kullanılmıştır. Toplamda MIT-BIH Aritmi veritabanından 5 farklı derivasyona ait 214714 kalp atımı kullanılmıştır. Bu aşamada MIT-BIH Aritmi veritabanından veriler elde edilirken sağlıklı EKG verileri bir sınıf, hastalıklı EKG verileri ise farklı bir sınıf olacak şekilde seçilmiştir. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan derivasyon ve ekg dosya isimlerine göre ekg kayıtları Tablo 5. Ve Tablo 6.'da verilmiştir.

Tablo 5. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan ml2 derivasyonları

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
ML2	100, 101, 103, 105, 106, 107, 108, 109, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 118, 119, 121, 122, 123, 124, 200, 201, 202, 203, 205, 207, 208, 209, 210, 212, 213, 214, 215, 217, 219, 220, 221, 222, 223,	103026

	228, 230, 231, 232, 233, 234	
	Toplam:	103026

Tablo 6. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan V1,V2,V4,V5 derivasyonları

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
V1	101, 105, 106, 107, 108, 109, 111, 112, 113, 115, 116, 118, 119, 121, 122, 200, 201, 202, 203, 205, 207, 208, 209, 210, 212, 213, 214, 215, 217, 219, 220, 221, 222, 223, 228, 230, 231, 232, 233, 234	92157
V2	102,103,104,117	7939
V4	124	1604
V5	100,102,104,114,123	9988
	Toplam:	11168
		8

Çalışmanın ikinci aşaması olan aritmi sınıflandırmada MLII, V1, V2, V4, V5 derivasyonlarından ise normal (N) 146768, sol dal bloğu (L) 16036, sağ dal bloğu (R) 14182 , erken kulakçık atımları (A) 4904 , erken karıncık atımı (V) 13398, normal ve karıncık atım füzyonu (F) 1560, yapay vuru (J) 13954 , yapay ve normal vuru füzyonu (f) 1818 ve diğer aritmiler (DA) 1162 olmak üzere toplamda 213782 tane RR aralığı seçilmiştir. Kullanılan bu ekg kayıtları Tablo 7’de aritmi türleri ve dosya isimleri ayrıntılı olarak verilmiştir. Bu aşamada MIT-BIH Aritmi veri tabanından veriler elde edilirken sağlıklı EKG verilerinden başlayarak hastalıklı EKG verileri ise farklı sınıflar olacak şekilde 1 den 9’a kadar etiket değerleri verilmiştir.

Çalışmanın derivasyonlardan bağımsız olması amaçlandığı için tek bir derivasyon kullanmak yerine birçok derivasyon kullanılmıştır.

Tablo 7. MIT-BIH Aritmi veri tabanından alınan hastalıklar ve sayıları

Hastalık Adı	Veri Adı	Toplam
Normal	100,101,102,103,104,105,106,107,108,112,113,114,115, 116,117,119,121,122,123,200,201,202,203,205,208,209, 210,212,213,215,217,219,220,221,222,223,228,230,231, 233,234	146768
LBBB	109,111,207,214	16036
RBBB	118,124,207,212,231,232	14182
AP	100,101,103,108,112,114,116,118,121,124,200,201,202, 205,207,209,213,215,219,220,222,223,228,231,232,233	4904
PVC	100,102,104,105,106,107,108,109,111,114,116,118,119, 121,123,124,200,201,202,203,205,207,208,209,210,213, 214,215,217,219,221,223,228,231,233,234	13398
fVN	108,109,114,124,200,201,202,203,205,208,210,213,214, 215,219,223,233	1560
Yapay Vuru	102,104,107,217	13954
fPN	102,104	1818
DA	101,104,105,108,113,114,124,201,202,203,207,208,210, 213,214,222,223,232,234	1162
	Toplam	213782

4.3.1.2 Kalp krizinin erken teşhisi için EKG'deki ST Segmenti Değişimlerinin Bulunması İçin Kullanılan Veri tabanı

Yapılan çalışmalarda MIT-BIH Aritmi veritabanı, European ST-Tveritabanı ve Longterm ST veritabanından alınan EKG kayıtları kullanılmıştır. Bu veritabanlarına 'http://www.physionet.org/' internet adresinden ulaşılabilir. Çalışmanın ilk aşamasında; MIT-BIH Aritmi veritabanındaki hastalıklı ve sağlıklı veriler bir sınıf, European ST-T veritabanındaki ST segment değişimleri (yükselmesi veya düşmesi) olan veriler farklı bir sınıf olacak şekilde toplamda 2 sınıf oluşturulmuştur. Bu sınıflar için MIT-BIH Aritmi veritabanından V1, V2, V4, V5 derivasyonlarında hastalıklı ve sağlıklı toplamda 111688 R-R aralığı seçilmiştir. Bu veri adları ve sayıları derivasyonlarla birlikte Tablo 8.'de verilmiştir. European ST-T veritabanında V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonları kullanılmıştır. Bu verilerden 111688 tane ST segmenti yükselmesi veya düşmesi olan R-R aralıkları seçilmiştir. Bu veri adları ve toplam sayıları derivasyonlarla birlikte Tablo 9.'da verilmiştir.

Tablo 8. MIT-BIH Aritmi veritabanından alınan kayıtlar

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
V1	101,105,106,107,108,109,111,112,113,115,116,118,119,121, 122,200,201,202,203,205,207,208,209,210,212,213,214,215, 217,219,220,221,222,223,228,230,231,232,233,234	92157
V2	102,103,104,117	7939
V4	124	1604
V5	100,102,104,114,123	9988
Toplam:		111688

Tablo 9. European ST-T veritabanından alınan kayıtlar

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
V1	e0403,e0614,e0704,e0801, e0808,e1302,e1304	11496
V2	e0305,e0306,e0415,e0515, e0603,e0604	8245
V3	e0106,e0110,e0129,e0302,	6004
V4	e0104,e0105,e0107, e0108, e0111,e0112,e0113,e0114, e0116,e0118,e0119, e0121, e0122,e0124,e0125,e0126, e0127,e0139,e0147, e0148, e0154,e0159,e0161,e0162, e0163,e0166,e0170, e0501,e0607	38349
V5	e0115,e0202,e0204,e0205,e0206,e0207,e0208,e0210, e0211,e0212,e0213,e0303, e0304,e0305,e0306,e0403, e0404,e0405,e0410,e0411,e0415,e0417,e0418,e0515, e0602,e0603,e0605,e0607,e0609,e0613,e0613,e0614, e0808,e1302,e1304	47594
Toplam:		111688

Yapılan çalışmasının 2. aşaması olan EKG sinyalindeki herhangi bir R-R aralığında ST segmenti düşmesi, ST segmenti yükselmesi ve herhangi bir aritminin olup olmadığının tespit edilme aşamasında; Tablo 8., Tablo 10. ve Tablo 11.'deki veritabanları, derivasyonlar ve kayıtlar kullanılmıştır. Tablo 10.'da; European ST-T ve Long Term ST Veritabanından alınan V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonlarında toplamda 111688 tane ST segmenti yükselmesine ait ve Tablo 7.'de ise European ST-T ve Long Term ST Veritabanından alınan V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonları toplamda 111688 ST segmenti düşmesine ait veri adları ve sayıları verilmiştir. Tablo 10. ve Tablo 11.'de "e" ile başlayan kayıtlar European ST-T; "s" ile başlayan kayıtlarsa Long Term ST veritabanlarından alınmıştır.

Tablo 10. European ST-T ve Long Term ST veritabanından alınan ST segmenti yükselmesi olan kayıtlar

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
n		

V1	e0403,e1302	4779
V2	e0515,e0604	14376
V3	e0110, s20311	221
V4	e0103,e0104,e0108,e0111,e0113,e0114,e0127,s20021, s20171,s20291,s20321,s20471	76187
V5	e0205,e0403,e0410,e0603,e0613,e0808, s30681	16125
Toplam:		111688

Tablo 11. European ST-T ve Long Term ST veritabanından alınan ST segmenti düşmesi olan kayıtlar

Derivasyon	Veri Adı	Toplam
n		
V1	e0403,e0704,e0801,e0614,e0808,e1304,	29130
V2	e0306,e0415,e0603,e0604, s20581,s20591	23748
V3	e0106,e0129,e0302, s20311,s30661	24470
V4	e0105,e0107,e0112,e0116,e0118,e0119,e0121,e0122,e0124,e 0125, e0126,e0139,e0147,e0148,e0154,e0159,e0161,e0162,e0163,e 0166, e0170,e0501,s20151,s20301,s20171,s20331,s20481,s20491,s 20511, s20551,s20601	17160
V5	e0115,e0204,e0206,e0207,e0208,e0210,e0211,e0212,e0213,e 0303 , e0304,e0305,e0306,e0404,e0405,e0411,e0415,e0417,e0418,e 0515,e0602,e0605,e0607,e0609,e0613,e0614,e1302,e1304,s2 0571, s30671,s30681	17160
Toplam:		111688

4.3.2 Ön İşleme

EKG işaretlerinin genel şekli olmasına rağmen; bu şekil birçok farklı gürültü kaynaklarından dolayı kolaylıkla değişebilmektedir. Bu gürültüler genel olarak hastadan EKG kaydı alınırken kullanılan elektrotlardan, şebekeden, hastanın hareketlerinden ve kas hareketlerinden kaynaklı gürültülerdir. Önerilen yöntemlerde bu gibi gürültü kaynaklarından sebepli oluşabilecek yanlış değerlendirmelerin önüne geçebilmek için oldukça sade ve hızlı bir işlem

olan normalizasyon işlemi yapılmıştır. Bu işlemde öncelikle EKG sinyalinin her bir R-R aralığındaki örnek değerleri için örnek değerlerin ortalama değeri ve standart sapması hesaplanmıştır. Daha sonra gerçek değerlerden bulunan ortalama değer çıkartılmıştır. Bulunan yeni değer standart sapmaya bölünmüştür. X örnek değerlerini ifade etmek üzere(4)'deki eşitlik önışleme aşamasında kullanılmıştır.

$$X_i = \frac{X_i - \text{mean}(X_i)}{\text{std}(X_i)} \quad (4)$$

4.3.3 Öznitelik Çıkarma Yöntemi

EKG sinyallerinin yapısını analiz edebilmek amacıyla sadece zamansal değişimini incelemek ya da sadece frekans eksenindeki değişimi incelemek yeterli olmamaktadır. EKG işaretinin analizi hem zaman hem de frekans eksenini kullanarak yapılırsa sinyal daha iyi bir şekilde incelenebilmektedir. Bunun için ise zaman-frekans dönüşümü yöntemleri kullanılmaktadır. Zaman-frekans dönüşümünün temel amacı bir sinyalin zamanla değişmekte olan frekans bileşenlerini tespit etmektir.

Öznitelik çıkartma aşamasında önışlemeden geçirilen EKG R-R aralıklarına çalışmada geleneksel zaman frekans analizi yöntemlerinden farklı bir yöntem olan ve güçlü zaman-frekans rezülasyonlarına sahip olan Yumuşatılmış Wigner-Ville, Choi-Williams, Born-Jordan, Bessel ve Zhao-Atlas-Mark dönüşümleri uygulanmıştır. Bu dönüşümler sonucunda EKG işareti zaman, frekans ve genlik olmak üzere 3 boyutlu olarak temsil edilebilir ve işarete hangi zaman aralığında hangi frekans değerlerinin olduğu rahatlıkla gözlemlenebilir.

Önerilen yöntemlerde EKG R-R aralıkları örnek sayısal değerleri uygun veritabanlarından çekilmiştir. Bu sayısal değerlere zaman frekans analizlerinin uygulanabilmesi için sayısal değerlerden analitik sinyallerin elde edilmesi gerekir. Analitik sinyal elde edebilmek için Hilbert dönüşümünden yararlanılmıştır. Bu dönüşümle aynı zamanda sinyalin spektrumu üzerinde negatif ve pozitif bölgelerde oluşabilecek girişimlerin önlenmesi amaçlanmıştır.

Herhangi bir $x(t)$ sinyalinin Hilbert dönüşümü bu sinyalin $\frac{1}{\pi t}$ ile konvolüsyonundan ibarettir. (5)'deki eşitlik şeklinde işarete uygulanır.

$$H\{x(t)\} = x(t) * \frac{1}{\pi t} = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau \quad (5)$$

Zaman frekans dağılımı yöntemlerinin analitik sinyale uygulanabilmesi için pencere seçimi yapılmalıdır. Pencereyle birlikte EKG sinyali belli sayıda örnek içeren parçalara ayrılır. Zaman frekans dağılımlarında sonsuz ifadeler yer almaktadır. Bu sonsuz ifadeleri sonlu ifadelere dönüştürebilmek için pencereleme işleminden yararlanılır. Pencere seçimiyle sinyal parçalarının başlangıç ve bitişine çok yakın yerler elenir ve sinyal parçalarının orta noktaları vurgulanmaya çalışılır. Böylece olası yanlış değerlendirmelerin önüne geçilir.. Birçok farklı pencereleme yöntemi bulunmaktadır. Örneğin Kaiser, Hamming, Dikdörtgensel, Gauss pencereleme gibi. Yapılan çalışmalarda önerilen yöntemlerde Hamming pencereleme yöntemi kullanılmıştır. Hamming penceresi bağımsız değişken olarak sadece pencere uzunluğuna sahiptir. N pencere uzunluğu olmak üzere Hamming penceresi (6)'daki şekilde ifade edilebilir.

$$w(n) = \alpha - \beta \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \quad (6)$$

Zaman frekans dağılımı yöntemlerini EKG R-R aralıklarına uygularken iki farklı hamming penceresinden yararlanılmıştır. Bu pencereler g : Zaman için uygulanan Hamming pencere, h : Frekans için uygulanan Hamming pencere'dir. x örnek değerlerinin uzunluğu y olmak üzere; g ve h hamming pencereleri için N pencere uzunluğu (7)'deki eşitlikteki gibidir.

$$N = \left(\frac{y}{4} - 1\right) - 1 - \text{mod}\left(\left(\frac{y}{4} - 1\right), 2\right) \quad (7)$$

Zaman frekans dönüşümleri yukarıda bahsedildiği şekilde uygulandıktan sonra; EKG işaretindeki her R-R aralığı için yatay eksen zaman; dikey eksen frekans olan 2 boyutlu katsayı matrisi elde edilir. EKG sinyalinin R-R aralığının baş ve son kısımları şekilsel olarak çok değişiklik göstermeyeceği için frekans ekseninde %3'lük baş ve son kısımları ihmal edilmiştir. Dikey eksen frekans değerleri, yatay eksen ise zaman değerleri olan 2 boyutlu katsayı matrisi 5 bölgeye bölünür. Bu bölgeler içerisindeki maksimum ve minimum katsayıları bulunur.

Daha sonra x örnek değerlerinin türev değerleri alınır. Bu türev değerleri üzerinden yukarıdaki işlemler tekrarlanarak zaman frekans dönüşümleri uygulanır ve aynı şekilde 2 boyutlu katsayı matrisi elde edilir. Bu katsayı matrisi 5 bölgeye bölünür. Benzer şekilde bu bölgeler içerisindeki maksimum ve minimum katsayıları bulunur. En son adımdaysa 10 tane maksimum 10 tane minimum değerler sırasıyla yazılarak her bir R-R aralığı için boyutu 20 olan öznitelik vektörü oluşturulmuştur. Katsayı matrisinde maksimum ve minimum noktalar seçilerek frekans değişimlerinin olduğu noktaların bulunması hedeflenmiştir.

4.3.4 Sınıflandırma

Sınıflandırma aşamasında Destek Vektör Makinelerinden Doğrusal DVM, Kuadratik DVM, Kübik DVM, Fine Gaussian DVM, Medium Gaussian DVM, Coarse Gaussian DVM; K-En Yakın Komşuluk sınıflandırıcılarından Fine K-EYK, Medium K-EYK, Coarse K-EYK, Kosinüs K-EYK, Kübik K-EYK, Weighted K-EYK; Karar Ağaçları yapısından Kompleks Tree Sınıflandırıcı, Medium Tree, Simple Tree; Topluluk Sınıflandırıcılarından Boosted Trees, Bagged Trees, Alt Uzay Ayırma, Alt Uzay K-EYK; Ayırma Analizi Sınıflandırıcılarından Doğrusal Ayırma Analizi (LDA), Kuadratik Ayırma Analizi (QDA) yöntemleri kullanılarak hangi öznitelik çıkarma yönteminde hangi sınıflandırıcı kullanılarak sistemin en iyi performansı gösterdiğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

4.3.4.1 Anormal Atım Belirleme ve Aritmi Sınıflandırma

Anormal arım tespiti için yapılan çalışmada sınıflandırma yapılırken MIT-BIH Aritmi veritabanının ml2 derivasyonundan 103026, V1, V2, V4 ve V5 derivasyonlarından 111688 olmak üzere toplamda 5 farklı derivasyondan 214714 atım kullanılmıştır. Daha sonra her bir R-R aralığı normalizasyon ve öznitelik çıkarma işlemine tabii tutulmuştur. Öznitelikleri çıkarılan EKG atımları yazılan bir algoritmayla harmanlanmıştır. Daha sonra harmanlanan verilerden elimizdeki hastalık sayısı kadar normal EKG atımı alınarak eğitim işlemi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra ise birçok sınıflandırma algoritmasıyla beraber sınıflandırılıp performans sonuçları ilerleyen aşamalarda verilmiştir.

Aritmi sınıflandırmada ise kalp atım türleri sınıflara ayrılarak her bir hastalığın tespit edilmesi amaçlanmıştır. MIT-BIH veritabanının ml2, V1, V2, V4 ve V5 olmak üzere toplamda 5 farklı derivasyondan 213782 atım kullanılmıştır. Daha sonra bu EKG atımları 9 farklı sınıfa ayrıldıktan sonra her bir R-R aralığı normalizasyon ve öznitelik çıkarma işlemine tabii tutulmuştur. Öznitelikleri çıkarılan EKG atımları yazılan bir algoritmayla harmanlanmıştır. Daha sonra harmanlanan verilerden her aritmi çeşidinin yarısı eğitim verisi yarısı da test

verisi olmak üzere ayrılmıştır. Daha sonra ise birçok sınıflandırma algoritmasıyla beraber sınıflandırılıp performans sonuçları ilerleyen aşamalarda verilmiştir.

4.3.4.2 Kalp krizinin erken teşhisi için EKG'deki ST Segmenti Değişimlerinin Bulunması

ST segment düşmeleri veya yükselmeleri V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonlarında daha etkin gözükür. European ST-T ve Long Term ST veritabanında var olan V1, V2, V3, V4, V5 derivasyonları seçilmiştir. MIT-BIH Aritmi veritabanında V3 derivasyonu bulunmadığı için seçilememiştir. Yapılan çalışmada önerilen yöntemlerin sınıflandırma performans değerlendirmesi için Karar Ağaçları, DVM, K-EYK ve Sınıflandırıcı Toplulukları yöntemlerinden yararlanılmıştır. Yapılan çalışmadaki esas amaç geliştirilmekte olan Teletıp sistemi için kalp krizi gibi önemli durumlarda oluşabilecek alarm sisteminin oluşturulmasıdır. Bu amaç doğrultusunda yapılan çalışmalarda sınıflar oluşturulmuştur.

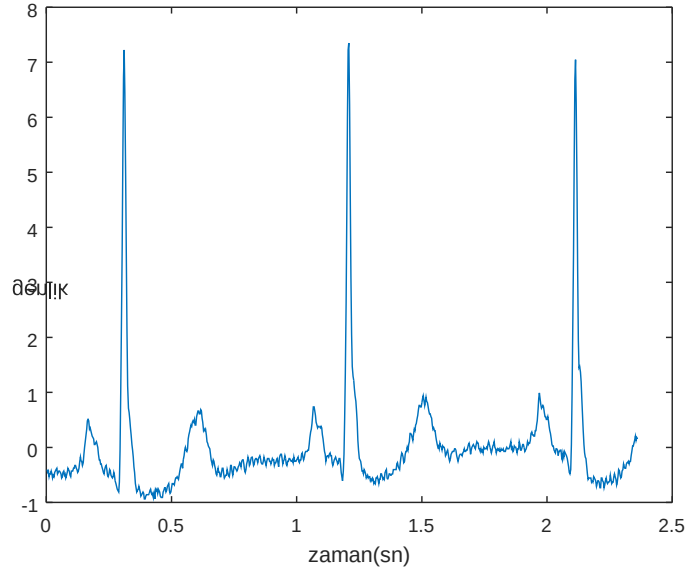
Yapılan çalışmaların ilk aşamasındaki amaç ST segmenti değişimlerini (yükselmesi veya düşmesi) sağlıklı verilerden ve diğer hastalıklardan ayırt etmektir. Bu nedenle Tablo 4. ve Tablo 5. 'deki veriler kullanılmıştır. Tablo 4.'deki veriler bir sınıf Tablo 5. 'deki veriler diğer sınıf olarak seçilmiştir ve toplamda 2 sınıf oluşturulmuştur. Oluşturulan sınıf 1 ve sınıf 2 verileri birleştirilerek 223376 satır 20 sütuna sahip öznitelik vektör seti hazırlanmıştır. Daha sonra öznitelik vektör seti rastlantısal olarak karıştırılmıştır. Eğitim seti ve test seti eşit sayıda olabilmesi için rastlantısal olarak karıştırılan öznitelik vektör setinin yarısı eğitimde yarısı testte kullanılmıştır. Bu bahsedilen karıştırma işlemi 3 defa tekrarlanarak sınıflandırma performans değerleri hesaplanmıştır. Yapılan çalışmaların ikinci aşamasında Tablo 4, Tablo 6. ve Tablo 7.'deki veriler kullanılmıştır. Bu aşamadaki amaç EKG R-R aralığındaki hastalıklı, sağlıklı, ST segmenti yükselmesi ve ST segmenti düşmesini birbirinden ayırt etmektir. Bu nedenle Tablo 4.'deki 73641 tane sağlıklı R-R aralığı sınıf 1, Tablo 4'deki 38047 tane hastalıklı R-R aralığı sınıf 2, Tablo 7.deki 111688 tane ST segmenti düşmesi olan R-R aralığı sınıf 3 ve Tablo 7.'deki 111688 tane ST segmenti yükselmesi olan R-R aralığı sınıf 4 olarak atanmıştır. Oluşturulan sınıf 1, sınıf 2, sınıf 3, sınıf 4 verileri birleştirilerek 335064 satır 20 sütuna sahip öznitelik vektör seti oluşturulmuştur. Daha sonra öznitelik vektör seti rastlantısal olarak karıştırılmıştır. Öznitelik vektör setinden her seferinde en az sayıda R-R aralığına sahip sınıf sayısı kadar; yani 38047 tane öznitelik her sınıftan rastlantısal olarak seçilmiştir. Burada $38047 * 4 = 152188$ tane R-R aralığına yeni öznitelik vektörü oluşturulmuştur. Bu yeni

oluşturulan öznitelik vektörünün yarısı eğitim $\left(\frac{152188}{2} = 76094 \right)$ yarısı da test

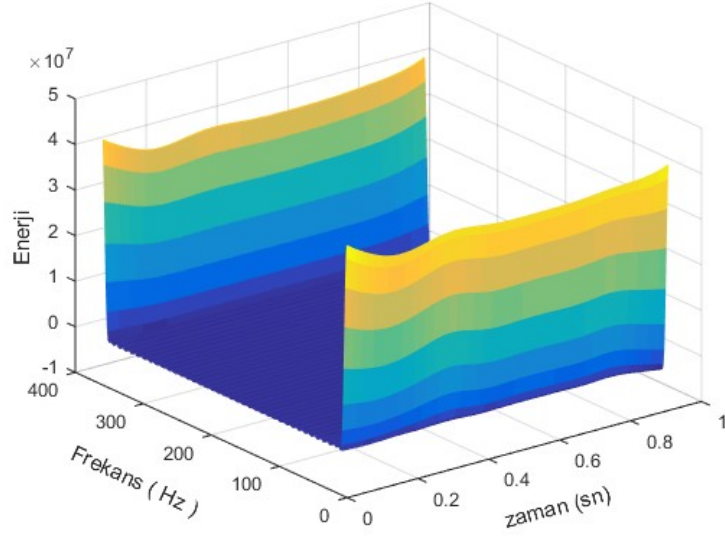
$\left(\frac{152188}{2} = 76094\right)$ için kullanılmıştır. Bu bahsedilen karıştırma işlemi 3 defa tekrarlanarak sınıflandırma performans değerleri hesaplanmıştır. Eğitim aşamalarında 10-kat katlamalı çapraz doğrulama(10-fold cross validation) yaklaşımı kullanılmıştır.

3.2. EKG kayıtlarının zaman frekans Spektrumları

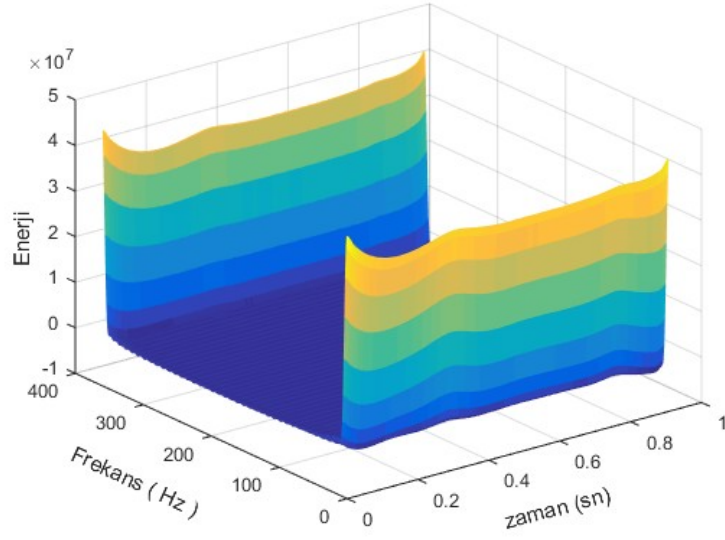
Aşağıdaki grafiklerde sağlıklı bir kişiye ait EKG kaydı ve önerilen yöntemlerin zaman frekans spektrumları verilmiştir. MIT-BIH Aritmi veritabanından 101m.mat dosyasına ait sağlıklı EKG kaydı Şekil 26.' da Yumuşatılmış Sahte Wigner-Ville Dönüşümüne (YSWVD) ait zaman frekans spektrumu Şekil 27.' de Choi-Williams Dönüşümüne (CWD) ait zaman frekans spektrumu, Şekil 28.' da Zhao-Atlas-Mark dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu Şekil 29.' da, Born-Jordan Dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu Şekil 30.'da, Bessel dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu ise Şekil 29.'da verilmiştir. Şekil 27-31 'de sağlıklı bir bireye ait EKG kayıtlarının zaman frekans spektrumları verilmiştir. Bu spektrumlarda frekans değerlerinin dönüşüm yöntemlerine göre nasıl değiştikleri gözlemlenmektedir. Şekil 27-31 incelendiğinde frekans değerlerinde ani bir yükseliş ve azalış değerleri görülmemektedir.



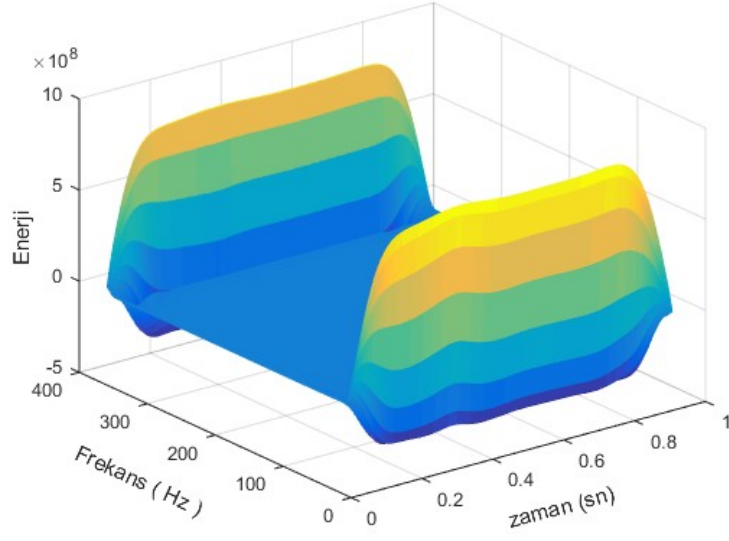
Şekil 26. Normal EKG kaydı



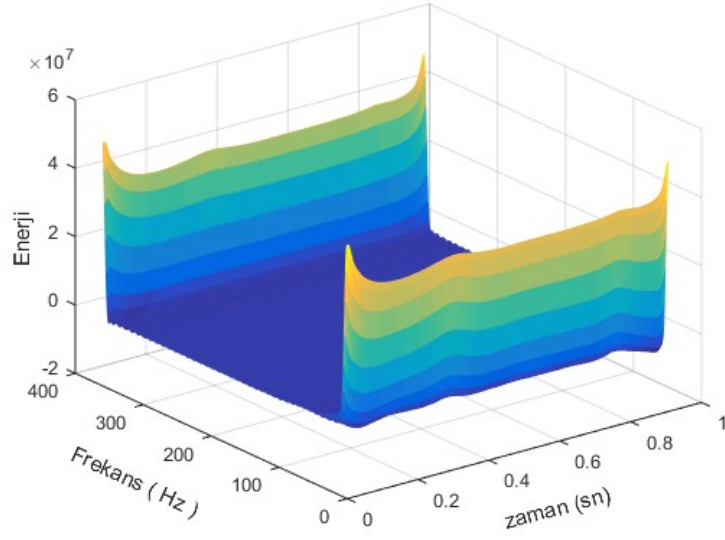
Şekil 27. R-R aralığında YSWVD ait zaman frekans spektrumu



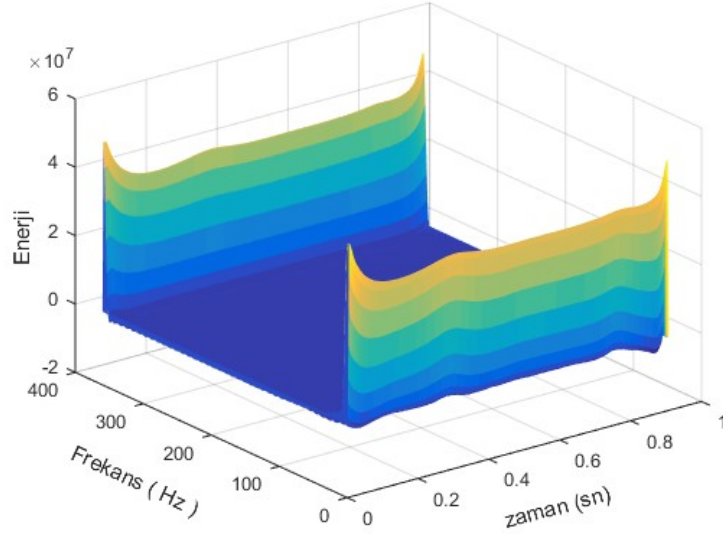
Şekil 28. R-R aralığında CWD dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu



Şekil 29. R-R aralığında ZAMD ait zaman frekans spektrumu

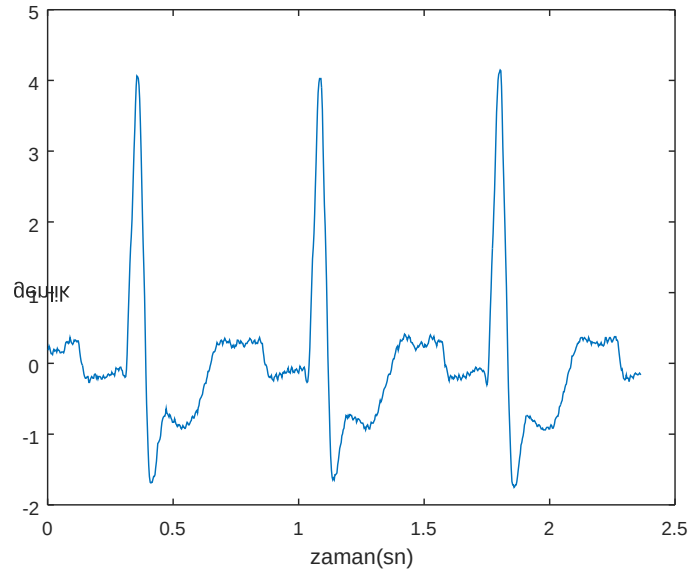


Şekil 30. R-R aralığında BJD ait zaman frekans spektrum

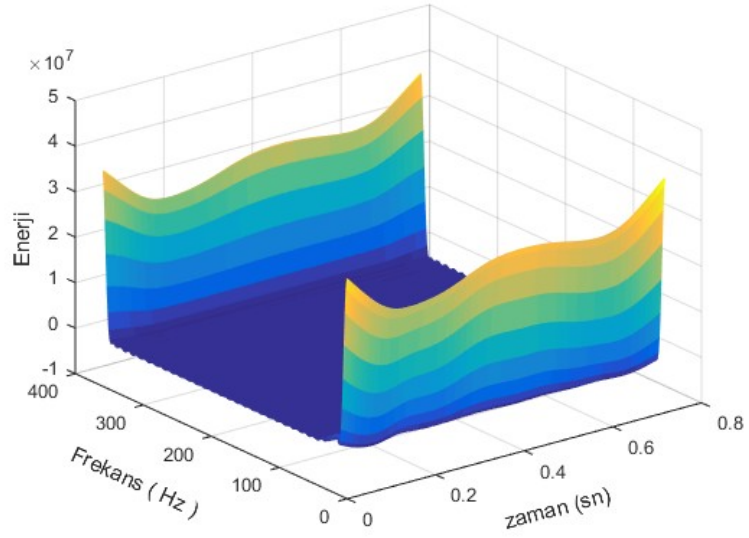


Şekil 31. R-R aralığında BD ait zaman frekans spektrumu

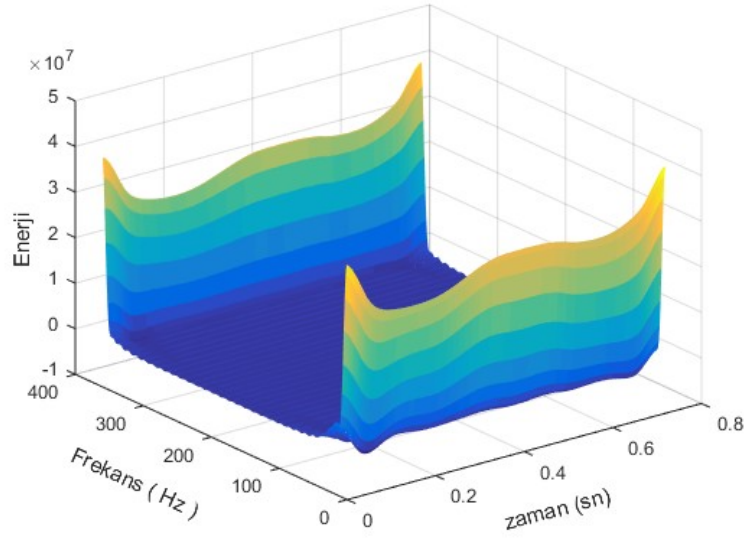
Aşağıdaki grafiklerde sol dal bloğu atımına sahip olan bir kişiye ait EKG kaydı ve önerilen yöntemlerin zaman frekans spektrumları verilmiştir. MIT-BIH Aritmi veritabanından 109m.mat dosyasına ait sol dal bloğu atımı içeren EKG kaydı Şekil 32.'de Yumuşatılmış Sahte Wigner-Ville Dönüşümüne (YSWVD) ait zaman frekans spektrumu Şekil 33.' de Choi-Williams Dönüşümüne (CWD) ait zaman frekans spektrumu Şekil 34' de Zhao-Atlas-Mark dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu, Şekil 35.' te Born-Jordan Dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu, Şekil 36.' de, Bessel dönüşümüne ait zaman frekans spektrumu ise Şekil 37.' da verilmiştir. Şekil 33-37 'de aritmili bir bireye ait EKG kayıtlarının zaman frekans spektrumları verilmiştir. Bu spektrumlarda frekans değerlerinin dönüşüm yöntemlerine göre değişimleri gözlemlenmektedir. Şekil 33-37 incelendiğinde aritmili kısımlardaki frekans değerlerinin değiştikleri gözlemlenmektedir. Ayrıca bu spektrumlardan enerji değişimlerini de görmekteyiz.



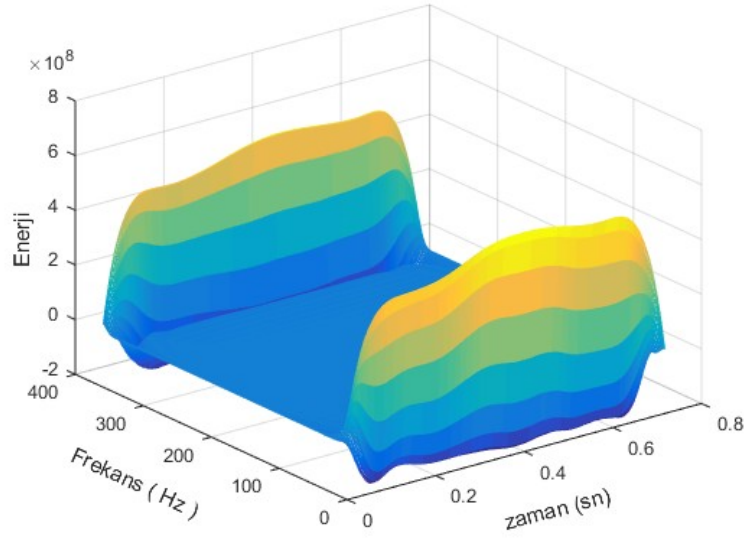
Şekil 32. Sol Dal bloklü EKG kaydı



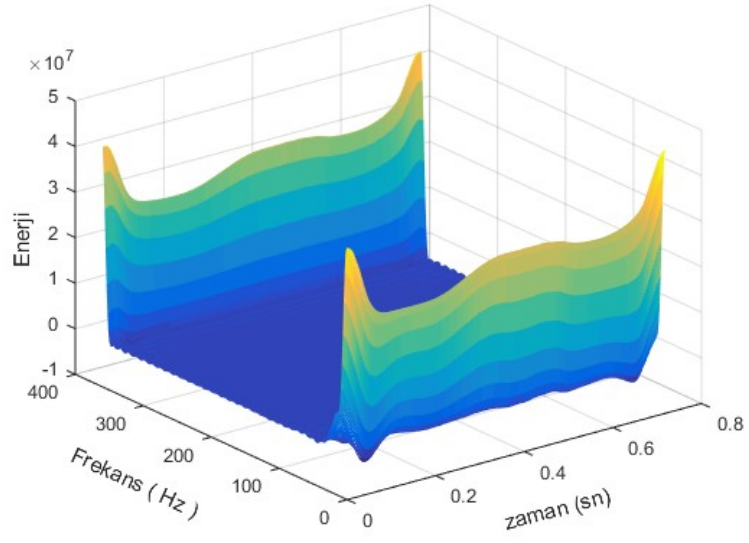
Şekil 33. R-R aralığında YSWVD ait zaman frekans spektrum



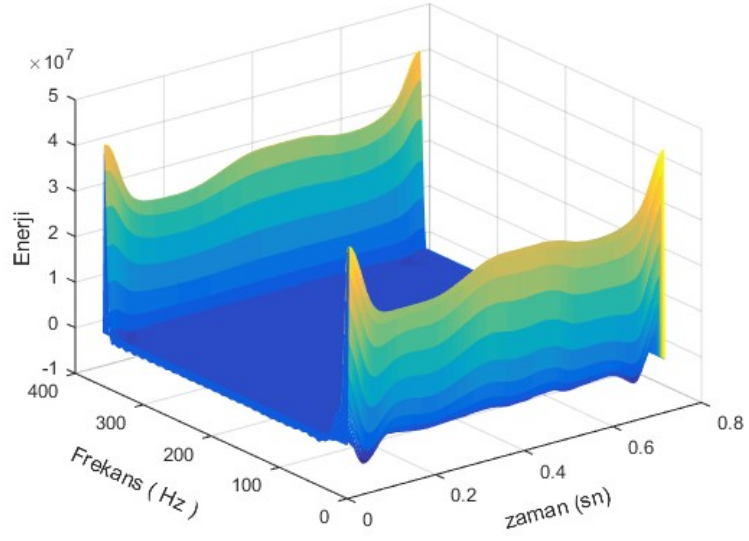
Şekil 34. R-R aralığında CWD ait zaman frekans spektrumu



Şekil 35. R-R aralığında ZAMD ait zaman frekans spektrumu



Şekil 36. R-R aralığında BJD zaman frekans spektrumu



Şekil 37. R-R aralığında BD zaman frekans spektrumu

4.4 Deneysel Sonuçlar ve Karşılaştırma

4.4.1 Anormal Atım Belirleme ve Aritmi Sınıflandırma

Bu çalışmada Teletıp sistemleri için acil uyarı oluşturabilecek bir algoritma yazılarak kişide herhangi bir kalp aritmisinin olup olmadığının tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bundan dolayı veritabanından alınan ekg sinyalleri sağlıklı EKG kayıtları ve aritmili EKG kayıtları olmak üzere 2 sınıflı olacak şekilde etiketlenmiştir. Daha sonra her bir R-R aralığı normalizasyon işlemine tabi tutulan EKG sinyallerinin zaman-frekans dönüşümüne dayalı öznelikleri çıkarılmıştır. Öznelikleri çıkarılan EKG sinyallerinin birçok sınıflandırma yöntemi kullanılarak performans analizleri yapılmıştır. Bu çalışmada 5 farklı zaman-frekans dönüşümü yöntemi ve birçok sınıflandırıcı kullanılarak EKG sinyallerindeki anormal atımların tespit edilmesi ve hangi yöntemde hangi sınıflandırıcı kullanılarak sistemin en iyi performansı gösterdiğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır.

Yumuşatılmış Sahte Wigner-Ville Dönüşümü (YSWVD) Yönteminde en iyi sınıflandırma sonuçlarının Destek vektör makinelerinde Medium Gaussian yönteminde; K-EYK yöntemlerinden Weighted K-EYK sınıflandırıcısında; Topluluk sınıflandırıcılar arasından Bagged Tree sınıflandırıcısında; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür.

Choi-Williams Dönüşümü (CWD) Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Fine Gaussian DVM yönteminde; K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde, Topluluk sınıflandırıcılar arasından Bagged Trees yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise LDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür.

Zhao-Atlas-Mark Dönüşümü Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Medium Gaussian DVM yönteminde; K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde, Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Bagged Trees yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür.

Born-Jordan Dönüşümü Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Medium Gaussian DVM yönteminde; K-EYK

sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde, Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Bagged Trees yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür.

Bessel Dönüşümü Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Medium Gaussian DVM yönteminde; K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde, Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Alt uzay K-EYK yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür.

Kullanılan bu dönüşüm yöntemlerinden en iyi sonuçlar Zhao-Atlas-Mark Dönüşümü Yöntemiyle elde edilmiştir. Bu nedenle Tablo 12.'de ZAM dönüşümüne ait sonuçlar verilmiştir.

Sistemin yüksek doğruluklar vermesi kadar gerçek hayata uygulanabilmesi açısından geçen zamanda oldukça önemlidir. Aritmili kısımların algılanabilmesi için süre hesaplaması yapılırken 3 temel süre ele alınmıştır. Birincisi R-R tepeleri hesaplanırken geçen süre, ikincisi öznitelik çıkarılırken geçen zaman ve test aşamasında geçen süre. Bu çalışmada R tepeleri veritabanından direk alınmıştır. YSWV Dönüşümü için Bir R-R aralığından öznitelik çıkarmak için geçen süre 3.63 saniye, CWD için 2.73 saniye, ZAMD için 0.52 saniye, BJD için 1.48 saniye ve BD için ise 0.99 saniye olarak hesaplanmıştır. Test süreleri ise oldukça düşük olduğundan ihmal edilmiştir.

Yukarıdaki sonuçlara göre anormal atım tespiti için en iyi sonucun Zhao-Atlas Mark dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısından elde edildiği görülmektedir. Bu yöntemdeki doğruluk, duyarlılık, özgüllük ve pozitif prediktif değerler sırasıyla %94.10, %93.19, %95.02, %94.93 olarak bulunmuştur.

Çalışmanın performans değerlendirmesi yapılırken doğruluk, duyarlılık, özgüllük, F skor, pozitif prediktif değer, negatif prediktif değer gibi birçok performans ölçütünden yararlanılmıştır. Bu başarı ölçütlerini hesaplayabilmek açısından ilk önce sistemin konfüzyon matrisi oluşturulmuştur.

TP: Gerçekte pozitif sınıfa ait olup, pozitif sınıf olarak tahmin edilenler.

TN: Gerçekte negatif sınıfa ait olup, negatif sınıf olarak tahmin edilenler.

FP: Gerçekte negatif sınıfa ait olup, pozitif sınıf olarak tahmin edilenler.

FN: Gerçekte pozitif sınıfa ait olup, negatif sınıf olarak tahmin edilenler.

$$\text{Dogruluk} = \frac{TP+TN}{TP+TN+PP+FN} \quad (8)$$

$$\text{Duyarlilik} = \frac{TP}{TP+TN} \quad (9)$$

$$\text{Ozgulluk} = \frac{TN}{TN+FP} \quad (10)$$

$$\text{Pozitif Predictif Deger (PPD)} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (11)$$

$$\text{Negatif Predictif Deger (NPD)} = \frac{TN}{TN+FN} \quad (12)$$

$$\text{F skor} = \frac{2TP}{2TP+FP+FN} \quad (13)$$

Tablo 12. Zhao-Atlas Mark dönüşümü kullanılarak anormal atım belirleme performans analizi

Sınıflandırma Yöntemi	Eğitim	Test			
	Doğruluk (%)	Doğruluk (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	PPD (%)
Destek Vektör Makineleri (DVM)					
Kuadratik	88.4	88.34	87.58	89.10	88.93
Kübik	92.7	92.71	91.88	93.54	93.43
Fine Gaussian	90.2	90.29	82.03	98.55	98.26
Medium Gaussian	93.3	93.36	91.61	95.12	94.94
Doğrusal DVM	76.2	76.07	75.48	76.66	76.38
Coarse Gaussian	85.6	85.65	85.44	85.85	85.79
K-En Yakın Komşuluk (K-EYK) Yöntemleri					
Fine K-EYK	93.5	93.46	93.53	93.38	93.39
Medium K-EYK	94.0	93.88	92.14	95.62	95.46
Coarse K-EYK	91.2	91.29	90.55	92.04	91.92
Kosinüs K-EYK	93.7	93.67	91.13	96.21	96.01
Kübik K-EYK	93.5	93.52	91.82	95.23	95.06
Weighted K-EYK	94.1	94.10	93.19	95.02	94.93
Topluluk Sınıflandırıcıları					
Bagged Trees	93.7	93.78	91.14	96.41	96.21
Alt uzay K-EYK	93.6	93.59	91.23	95.96	95.76
Boosted Trees	77.1	77.10	80.02	74.19	75.61
Karar Ağaçları Yöntemleri					
Simple Trees	73.8	74.11	62.59	85.63	81.33
Medium Tree	79.2	79.11	75.97	82.26	81.07
Kompleks Tree	84.6	83.99	83.13	84.84	84.58
Ayırma Analizi Yöntemleri					
LDA	68.0	67.85	72.92	62.77	66.20
QDA	71.2	71.03	79.90	62.16	67.86

Bu çalışma ise bir önceki çalışma olan anormal atım tespiti çalışmasının geliştirilerek aritmili kalp atımlarının sınıflandırılması amaçlanmıştır. Burdaki amaç kişide herhangi bir kalp aritmisi varsa bu aritminin türünün belirlenmesidir. Bundan dolayı veritabanından alınan EKG kayıtları öncelikle sağlıklı ve aritmili EKG kayıtları olarak ayrılmıştır. Ayrılan bu EKG kayıtlarından sağlıklı olanlara 1 etiketi verilmiştir. Aritmili EKG kayıtlarına ise 2'den başlanarak 9 değerine kadar etiket değerleri verilmiştir. Böylelikle çalışma 9 sınıflı olacak şekilde etiketlenmiştir. Daha sonra her bir R-R aralığı normalizasyon işlemine tabi tutulan ekg sinyallerinin zaman-frekans dönüşümüne dayalı öznitelikleri çıkarılmıştır. Öznitelikleri çıkarılan EKG sinyallerinin birçok sınıflandırma yöntemi kullanılarak performans analizleri yapılmıştır. Bu çalışmada 5 farklı zaman-frekans dönüşümü yöntemi ve birçok sınıflandırıcı kullanarak EKG sinyallerindeki anormal atımların tespit edilmesi ve hangi yöntemde hangi sınıflandırıcı kullanarak sistemin en iyi performansı gösterdiğinin tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışma geliştirilmekte olan Teletıp sisteminde bir parçası olabilecek şekilde gerçekleştirilmiştir.

Yumuşatılmış Sahte Wigner-Ville Dönüşümü en iyi sınıflandırma sonuçlarının K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Bagged Tree yönteminde; Destek vektör Makineleri arasından Kübik DVM yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma analizi sınıflandırıcıları arasından ise LDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür. Ayrıca her artimi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için Bagged Tree sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için Kübik DVM yönteminde, sağ dal bloğu için Kübik DVM yönteminde, erken kulakçık atımlar için Bagged Tree yönteminde, erken karıncık atım için Kübik DVM'de, normal ve karıncık atım füzyonu için Kübik DVM'de, yapay vuru için Kübik DVM'de, yapay ve normal atım füzyonunda Kübik DVM'de ve diğer aritmiler için ise Kübik DVM'de olduğu görülmektedir.

Choi-Williams Dönüşümü (CWD) Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Alt uzay K-EYK yönteminde; Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Kübik DVM yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür. Ayrıca her aritmi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sağ dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken kulakçık atımlar için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken karıncık atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, normal ve karıncık atım füzyonu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay vuru için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay ve normal atım füzyonunda Weighted K-EYK sınıflandırıcısında ve diğer aritmiler için ise Weighted K-EYK sınıflandırıcısında olduğu görülmektedir.

Zhao-Atlas-Mark Dönüşümü Yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde, topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Alt Uzay K-EYK yönteminde; Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Kübik DVM yönteminde, karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür. Ayrıca, her artimi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sağ dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken kulakçık atımlar için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken karıncık atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, normal ve karıncık atım füzyonu için

Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay vuru için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay ve normal atım füzyonunda Weighted K-EYK sınıflandırıcısında ve diğer aritmiler için ise Weighted K-EYK sınıflandırıcısında olduğu görülmektedir.

Born-Jordan dönüşümü yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Bagged tree yönteminde; Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Kübik DVM yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür. Ayrıca, her artimi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sağ dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken kulakçık atımlar için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken karıncık atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, normal ve karıncık atım füzyonu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay vuru için Bagged Tree sınıflandırıcısında, yapay ve normal atım füzyonunda Weighted K-EYK sınıflandırıcısında ve diğer aritmiler için ise Weighted K-EYK sınıflandırıcısında olduğu görülmektedir.

Bessel dönüşümü yöntemiyle en iyi sınıflandırma sonuçlarının K-EYK sınıflandırıcılar arasından Weighted K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcılar arasından ise Bagged tree yönteminde; Destek Vektör Makineleri algoritmaları arasından Kübik DVM yönteminde; Karar ağaçları sınıflandırıcılar arasından Kompleks Tree sınıflandırıcısında ve Ayırma Analizi sınıflandırıcıları arasından ise QDA sınıflandırıcısında olduğu görülmüştür. Ayrıca her artimi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sağ dal bloğu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken kulakçık atımlar için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken karıncık atım için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, normal ve karıncık atım füzyonu için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay vuru için Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay ve normal atım füzyonunda Weighted K-EYK sınıflandırıcısında ve diğer aritmiler için ise Weighted K-EYK sınıflandırıcısında olduğu görülmektedir.

Kullanılan bu dönüşüm yöntemlerinden en iyi sonuçlar Zhao-Atlas-Mark Dönüşümü Yöntemiyle elde edilmiştir. Bu nedenle Tablo 13.'te ZAM dönüşümüne ait sonuçlar verilmiştir.

Aritmi sınıflandırma için yapılan çalışmada en iyi sonucun Zhao-Atlas Mark dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısından elde edilmiştir. Bu yöntemdeki doğruluk, duyarlılık, özgüllük, Fskor, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerlerler sırasıyla %98.56, %71.69, %98.48, %76.71, %89.31, %98.91 olarak bulunmuştur.

Ayrıca her aritmi tipi için ayrı ayrı performans sonuçlarına baktığımız zaman ise en iyi sonuçların normal atım için ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sol dal bloğu için ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, sağ dal bloğu için CWD Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken kulakçık atımlar için ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, erken karıncık atım için ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, normal ve karıncık atım füzyonu için ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında, yapay vuru için ZAMD dönüşümünde Bagged Tree sınıflandırıcısında, yapay ve normal atım füzyonunda ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında ve diğer aritmiler için ise ZAMD dönüşümünde Weighted K-EYK sınıflandırıcısında olduğu görülmektedir.

Tablo 13. Zhao-Atlas Mark yöntemi kullanılarak aritmi sınıflandırma performans analizi

Sınıflandırma Yöntemi	Eğitim	Test					
	Doğrulu k (%)	Doğrulu k (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	F Skor (%)	PPD (%)	NPD (%)
K-En Yakın Komşuluk (K-EYK) Yöntemleri							
Weighted K-EYK	94.0	98.56	71.69	98.48	76.71	89.31	98.91
N		95.36	98.03	89.26	96.71	95.42	95.20
L		98.06	94.96	99.18	92.87	90.86	99.57
R		98.96	91.91	99.49	92.49	93.08	99.39
A		98.85	64.49	99.70	73.07	84.28	99.13
V		97.84	76.66	99.32	82.24	88.70	98.39
F		99.52	51.98	99.89	62.75	79.14	99.63
/		99.41	98.09	99.51	95.81	93.63	99.82
f		99.53	52.97	99.96	67.13	91.64	99.57
DA		99.50	16.15	99.99	27.28	87.04	99.52
Medium K-EYK	93.8	98.60	70.12	98.38	75.99	89.08	98.91
N		95.19	98.20	88.29	96.30	95.05	95.55
L		98.84	94.54	99.20	97.76	91.05	99.53
R		98.90	91.70	99.45	92.12	92.56	99.38
A		98.84	62.74	99.73	72.33	85.41	99.08
V		97.75	74.55	99.36	81.18	89.10	98.24
F		99.49	47.76	99.89	59.21	77.87	99.59
/		99.39	97.51	99.53	95.65	93.86	99.81
f		99.50	49.34	99.96	64.14	91.63	99.54
DA		99.49	14.78	99.99	25.18	85.15	99.51

Fine K-EYK	93.0	98.42	75.10	98.50	76.25	77.79	98.50
N		94.64	96.16	91.27	96.19	96.21	91.16
L		98.66	94.75	99.00	91.85	89.12	99.54
R		98.76	91.98	99.27	91.26	90.56	99.39
A		98.42	64.49	99.26	66.41	68.46	99.12
V		97.58	79.16	98.87	81.10	83.13	98.54
F		99.43	60.44	99.74	62.43	64.57	99.69
/		99.44	97.72	99.57	96.08	94.49	99.83
f		99.48	64.40	99.80	69.27	74.94	99.67
DA		99.33	26.80	99.75	31.64	38.61	99.57
Cosine K-EYK	93.5	98.54	69.88	98.25	75.31	87.29	98.93
N		94.96	98.49	86.88	96.45	94.50	96.17
L		98.84	91.76	99.45	92.59	93.43	99.29
R		98.83	89.97	99.50	91.51	93.10	99.25
A		98.74	62.58	99.64	70.67	81.17	99.08
V		97.65	72.54	99.40	80.11	89.44	98.11
F		99.46	48.40	99.86	58.24	73.11	99.60
/		99.41	97.29	99.57	95.82	94.35	99.80
f		99.50	51.10	99.94	64.67	88.07	99.56
DA		99.49	16.83	99.97	27.72	78.40	99.52
Kübik K-EYK	93.3	98.49	69.22	98.27	74.53	87.65	98.83
N		94.90	98.05	87.66	96.40	94.81	95.13
L		98.71	94.01	99.11	92.02	90.10	99.48
R		98.75	90.38	99.38	91.01	91.64	99.28
A		98.77	61.35	99.70	70.69	83.38	99.0
V		97.56	72.31	99.32	79.47	88.20	98.09
F		99.49	47.12	99.90	58.88	78.46	99.59
/		99.30	97.18	99.46	95.05	93.02	99.79
f		99.49	48.35	99.96	63.13	90.91	99.53
DA		99.48	14.26	99.98	24.13	78.30	99.50
Coarse K-EYK	91.2	97.97	59.46	97.65	63.69	87.41	98.41
N		93.26	97.54	83.22	95.30	93.16	93.51
L		98.25	93.03	98.71	89.58	86.38	99.39
R		98.26	86.04	99.20	87.58	89.17	98.93
A		98.56	56.87	99.62	66.16	79.08	98.91
V		96.53	58.97	99.20	69.27	83.94	97.15
F		99.33	22.02	99.95	34.40	78.54	99.38
/		98.86	96.82	99.01	92.29	88.16	99.76
f		99.25	22.31	99.97	35.61	88.26	99.28
DA		99.42	1.55	100	3.05	100	99.42
Topluluk Sınıflandırıcıları							
Bagged Tree	93.0	98.43	64.86	97.80	72.56	94.96	99.05
N		93.92	99.48	81.43	95.77	92.34	98.59
L		98.84	87.25	99.84	92.27	97.90	98.91
R		98.70	84.79	99.75	90.17	96.29	98.86
A		98.83	56.54	99.88	70.14	92.34	98.93
V		97.60	71.12	99.46	79.59	90.20	98.00
F		99.53	44.17	99.97	59.53	91.27	99.56
/		99.62	96.69	99.84	97.24	97.80	99.75
f		99.38	33.19	99.99	49.39	96.49	99.39
DA		99.48	10.48	100	18.97	100	99.48
Alt uzay K-EYK	93.3	98.49	66.34	97.94	73.72	93.91	99.06

N		94.31	99.32	83	96.03	92.94	98.19
L		99.00	90.83	99.71	93.52	96.37	99.21
R		98.72	85.31	99.73	90.35	96.03	98.90
A		98.77	57.93	99.79	69.59	88.12	98.96
V		97.65	69.58	99.62	79.54	92.81	97.91
F		99.52	45.97	99.94	60.03	96.51	99.58
/		99.55	97.78	99.68	96.80	95.84	99.83
f		99.42	37.25	99.99	53.85	97.18	99.43
DA		99.49	13.06	99.99	23.79	89.41	99.50
Boosted Tree	77.7	94.28	26.22	91.94	27.66	78.59	96.30
N		78.61	99.20	30.72	86.64	76.91	94.30
L		92.08	12.61	99.89	22.17	91.91	92.08
R		94.08	33.86	99.35	48.07	82.88	94.47
A		97.11	0	100	0	NAN	97.11
V		92.68	6.39	99.71	11.61	63.98	92.90
F		99.06	0	100	0	NAN	99.06
/		96.67	83.91	97.81	80.47	77.29	98.56
f		98.91	0	100	0	NAN	98.91
DA		99.30	0	100	0	NAN	99.30
Destek Vektör Makineleri (DVM)							
Doğrusal	75.8	93.89	24.94	91.51	24.83	74.74	95.52
N		76.60	98.52	26.66	85.41	75.38	88.79
L		91.01	0.42	99.99	0.84	80.95	91.01
R		91.95	0.58	99.97	1.15	61.19	91.98
A		97.08	0.90	99.99	1.77	78.57	97.08
V		93.79	36.06	98.65	47.43	69.27	94.82
F		99.05	1.02	100	2.03	100	99.05
/		97.35	86.87	98.32	84.65	82.54	98.79
f		98.89	0.11	99.99	0.22	50	98.89
DA		99.29	0	100	0	NAN	99.29
Kuadratik	92.0	98.13	63.03	97.71	68.30	86.93	98.56
N		93.20	97.85	82.59	95.25	92.78	94.37
L		98.44	88.78	99.29	90.17	91.60	99.02
R		98.23	84.02	99.31	87.03	90.26	98.79
A		98.50	51.32	99.69	62.76	80.76	98.78
V		96.98	70.24	98.88	75.49	81.59	97.91
F		99.42	33.93	99.94	48.14	82.81	99.48
/		99.55	97.18	99.74	96.86	96.54	99.79
f		99.41	43.30	99.93	57.60	86.03	99.48
DA		99.41	0.69	99.99	1.36	80	99.42
Kübik	94.1	98.67	73.01	98.45	77.60	85.72	98.95
N		95.24	98.17	88.59	96.62	95.12	95.54
L		99.08	93.37	99.57	94.14	94.93	99.43
R		98.97	91.68	99.51	92.51	93.35	99.38
A		98.73	59.03	99.71	69.07	83.22	98.99
V		97.79	79	99.10	82.29	85.87	98.55
F		99.55	56.72	99.89	66.22	79.53	99.66
/		99.71	97.85	99.85	97.89	97.92	99.84
f		99.54	62.20	99.88	70.79	82.15	99.66
DA		99.46	19.07	99.92	28.87	59.36	99.53
Fine Gaussian	86.4	96.89	45.95	95.38	54.32	95.49	98.26
N		87.17	99.86	59.04	91.48	84.39	99.49

L		97.50	70.59	99.98	82.66	99.70	97.37
R		96.61	55.50	99.89	70.75	97.57	96.57
A		98.24	34.24	99.94	50.24	94.28	98.28
V		96.05	47.67	99.65	62.57	91.02	96.24
F		99.29	16.65	99.99	28.23	92.86	99.30
/		98.66	82.23	99.97	90.07	99.57	98.60
f		99.04	1.10	100	2.17	100	99.04
K		99.41	5.67	100	10.73	100	99.41
Medium Gaussian	93.3	98.49	65.40	98.05	71.30	92.45	98.97
N		94.46	98.86	84.50	96.12	93.53	97.03
L		98.91	90.56	99.63	92.95	95.48	99.19
R		98.81	88.73	99.58	91.33	94.08	99.15
A		98.67	53.89	99.78	66.25	85.96	98.87
V		97.61	74.61	99.22	80.34	87.03	98.24
F		99.46	37.13	99.95	51.88	86.05	99.51
/		99.61	97.05	99.80	97.19	97.34	99.78
f		99.47	45.38	99.97	60.91	92.60	99.50
DA		99.43	2.41	100	4.70	100	99.43
Coarse Gaussian	85.4	96.41	41.75	95.38	44.69	83.65	97.51
N		87.52	97.98	62.88	91.69	86.16	92.95
L		95.56	71.27	98.90	77.80	85.64	97.38
R		95.75	49.72	99.44	63.48	87.78	96.10
A		97.54	8.68	99.93	15.59	76.34	97.60
V		95.16	52.69	98.34	60.29	70.45	96.52
F		99.15	0	100	0	NAN	99.15
/		98.63	94.28	98.98	91.17	88.26	99.53
f		99.02	1.10	99.99	2.17	90.91	99.03
DA		99.37	0	100	0	NAN	99.37
Karar Ağaçları Yöntemleri							
Simple Tree	71.4	92.48	19.01	89.89	15.38	58.68	92.87
N		74.91	97.04	18.09	84.77	75.26	70.39
L		90.50	0	100	0	NAN	90.50
R		91.50	0	100	0	NAN	91.50
A		96.89	0	100	0	NAN	96.89
V		91.94	0	100	0	NAN	91.94
F		98.99	0	100	0	NAN	98.99
/		89.54	74.09	90.92	53.69	42.09	97.52
f		98.82	0	100	0	NAN	98.82
DA		99.24	0	100	0	NAN	99.24
Medium Tree	74.4	93.46	24.73	91.33	27.05	61.43	94.39
N		77.52	96.43	30.30	85.97	77.55	77.26
L		90.67	12.55	98.52	19.71	45.96	91.81
R		93.10	28.86	98.90	40.94	70.39	93.90
A		97.01	0	100	0	NAN	97.01
V		89.58	21.40	95.08	23.54	26.14	93.69
F		99.03	0	100	0	NAN	99.03
/		96.12	63.30	99.14	73.31	87.09	98.71
f		98.87	0	100	0	NAN	98.87
DA		99.27	0	100	0	NAN	99.27
Kompleks Tree	80.1	94.99	37.22	93.74	40.76	65.23	95.66

N		83.08	95.35	52.54	88.94	83.33	81.97
L		93.14	60.86	96.23	60.79	60.72	96.25
R		93.45	48.51	97.23	53.45	59.51	95.74
A		97.65	30.49	99.58	42.08	67.88	98.03
V		93.31	23.36	98.83	33.80	61.13	94.23
F		99.02	7.55	99.86	12.28	32.78	99.16
/		97.01	68.87	99.43	75.51	91.28	97.38
f		98.95	0	100	0	NAN	98.95
DA		99.32	0	100	0	NAN	99.32
Ayırma Analizi Yöntemleri							
LDA	61.9	88.91	40.72	90.27	32.57	36.39	90.12
N		66.06	70.02	54.95	75.26	81.36	39.49
L		86.81	46.33	91.60	42.65	39.52	93.51
R		90.10	37.04	95.81	42.10	48.76	93.39
A		96.14	24.75	98.79	31.48	43.26	97.24
V		89.50	14.85	96.99	20.52	33.17	91.90
F		87.97	71.96	88.14	11.11	6.02	99.67
/		87.89	81.27	88.57	55.60	42.25	97.87
f		96.58	19.78	97.62	13.39	10.12	98.90
DA		99.11	0.52	99.98	1.01	23.08	99.13
QDA	59.5	87.90	49.52	91.05	36.49	34.27	90.65
N		64.55	60.76	75.99	71.99	88.32	39.22
L		82.20	80.37	82.42	48.52	34.75	97.30
R		89.01	40.23	94.43	42.25	44.50	93.43
A		94.62	30.98	97.05	29.73	28.58	97.36
V		86.60	23.75	92.96	24.56	25.44	92.34
F		88.43	78.75	88.53	12.95	7.06	99.74
/		91.61	85.48	92.31	67.36	55.57	98.26
f		97.23	28.68	98.20	22.45	18.45	98.98
DA		96.84	16.67	97.56	8.60	5.79	99.24

4.4.1.1 Kalp krizinin erken teşhisi için EKG'deki ST Segmenti Değişimlerinin Bulunması

Yapılan çalışmalarının birinci aşaması olan 2 sınıflı problem için eğitim doğruluğu ve test doğruluğu, duyarlılığı, özgüllüğü ve pozitif prediktif değer hesaplanmıştır. Rastlantısal karışıma işlem 3 defa tekrarlanarak değerlerin ortalama ve standart sapmalar hesaplanmıştır. Her bir zaman frekans dönüşümü için performans değerlendirilmesi yapılmıştır. En iyi performans değerlendirme sonuçları Choi-Williams dağılımı esaslı öznitelikler kullanıldığında alınmıştır. Tablo 14.'de Choi-Williams dağılımı esaslı öznitelikler kullanıldığında önerilen yöntemin performans analizi sonuçları verilmiştir.

Tablo 14. Choi-Williams dağılımı esaslı özniteliklerle performans analizi sonuçları

Sınıflandırma Yöntemi	Eğitim	Test			PPD (%)
	Doğruluk (%)	Doğruluk (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)	

Destek Vektör Makineleri Yöntemleri					
Kuadratik	97.77±0.15	97.62±0.51	98.31±0.07	97.53±0.05	97.55
Kubik	98.80±0.00	98.82±0.05	98.97±0.02	98.67±0.03	98.67
Fine Gaussian	98.24±0.06	98.31±0.04	97.25±0.05	99.37±0.04	99.36
MediumGaussian	98.5±0.00	98.53±0.02	98.65±0.32	98.24±0.02	98.25
Coarse Gaussian	96.26±0.06	96.38±0.03	97.86±0.04	94.91±0.04	95.06
Doğrusal	93.43±0.06	93.42±0.08	95.62±0.09	91.23±0.10	91.60
K-En Yakın Komşuluk Yöntemleri					
Fine	98.83±0.06	99.16±0.72	99.44±0.48	98.88±0.96	98.89
Medium	98.63±0.06	98.69±0.02	99.12±0.05	98.28±0.05	98.29
Coarse	97.77±0.46	97.81±0.36	98.90±0.12	96.73±0.61	96.80
Kosinüs	98.57±0.29	98.01±0.85	99.12±0.06	97.58±0.45	97.62
Cubic	98.7±0.20	98.14±0.49	99.04±0.01	98.17±0.08	98.19
Weighted-öklid	98.93±0.4	98.94±0.39	99.39±0.19	98.47±0.60	98.48
Weighted-cityblok	98.8±0.03	98.75±0.05	99.27±0.09	98.18±0.20	98.20
Topluluk Sınıflandırıcıları Yöntemleri					
Bagged Tree	99.00±0.34	99.06±0.38	99.08±0.34	99.02±0.45	99.02
Subspace K-EYK	98.78±0.12	98.82±0.11	99.02±0.12	98.52±0.22	98.53
Boosted Tree	91.48±0.02	91.60±0.06	91.50±0.03	91.74±0.05	91.72
Karar Ağaçları Yöntemleri					
SimpleTree	89.78±0.01	90.00±0.09	90.90±0.11	89.21±0.07	89.39
MediumTree	92.2±0.07	92.30±0.04	94.13±0.14	90.39±0.05	90.74
Complextree	95.46±0.06	95.46±0.15	96.44±0.37	94.77±0.35	94.86

Tablo 14.'den de görüldüğü gibi test doğruluk, duyarlılık, özgüllük ve pozitif prediktif değerler sırasıyla %90.00 ve %99.06, %90.90 ve %99.44, %89.21 ve %99.02, %89.39 ve %99.36 değerleri arasında değiştiği görülmektedir. En iyi sınıflandırma sonuçlarının DVM algoritmalarındaki Kubik DVM yönteminde; K-EYK algoritmalarındaki Weighted (Öklid) K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcıları algoritmalarındaki Bagged Trees yönteminde olduğu görülmüştür. Bu sınıflandırma yöntemlerinin doğruluk, duyarlılık, özgüllük değerlerinin en yüksek standart sapma degerleriye sırasıyla 0.39, 0.34, 0.60'dir.

Yapılan çalışmalarının ikinci aşaması olan 4 sınıflı problem için eğitim doğruluğu ve test doğruluğu, duyarlılığı, özgüllüğü, F skoru ve negatif prediktif değerleri hesaplanmıştır. Eğitim doğruluğu 4 sınıfın ortalama değeri olarak verilmiştir. Diğer bahsedilen değerler her sınıf için tek tek hesaplanmıştır. Birinci aşamayla benzer şekilde rastlantısal karışıma işlem 3 defa tekrarlanarak değerlerin ortalama ve standart sapmalar hesaplanmıştır. Daha sonra her sınıfın ortalama değerlerinin ve standart sapmalarının ortalama değerleri alınarak her sınıflandırma yöntemi için test doğruluğu, duyarlılığı, özgüllüğü, F skoru ve negatif prediktif değerler hesaplanmıştır. Bu ortalama değerler koyu renkle birlikte gösterilmiştir. Önerilen yöntemlerde kullanılan sınıflandırma yöntemlerinin performans analizleri tablolar şeklinde verilmiştir. Ancak Simple Tree, Medium Tree, Complex Tree, Doğrusal DVM, Coarse

Gaussian ve Boosted Tree sınıflandırma yöntemlerinin sonuçları %80 altında çıktığı için tablolara eklenmemiştir. En iyi performans değerlendirme sonuçları Zhao-Atlas-Mark dağılımı esaslı öznelilikler kullanıldığında alınmıştır. Tablo 15.'te Zhao-Atlas-Mark dağılımı esaslı öznelilikler kullanıldığında önerilen yöntemin performans analizi sonuçları verilmiştir.

Tablo 15. Zhao-Atlas-Mark dağılımı esaslı özneliliklerle performans analizi sonuçları

Sınıflandırma Yöntemi	Eğitim	Test			NPD (%)	F skoru (%)
	Doğruluk (%)	Doğruluk (%)	Duyarlılık (%)	Özgüllük (%)		
Destek Vektör Makineleri Yöntemleri						
Kuadratik	88.80±0.1	89.17±0.	89.06±0.1	96.07±0.0	96.09±0.0	89.05±0.1
	5	17	8	8	9	4
ST Düşmesi		86.79±0.	92.64±0.1	94.92±0.0	97.31±0.0	89.62±0.1
		15	2	7	4	4
ST Yükselmesi		93.09±0.	86.13±0.3	97.69±0.0	95.12±0.1	89.48±0.1
		07	1	3	2	5
Sağlıklı		88.36±0.	88.63±0.0	95.82±0.0	95.92±0.1	88.49±0.1
		04	3	3	3	5
Hastalıklı		88.42±0.	88.81±0.2	95.84±0.1	95.98±0.0	88.62±0.1
		43	3	9	7	1
Kubik	93.25±0.2	93.59±0.	93.72±0.1	97.76±0.0	97.80±0.0	93.65±0.1
	2	16	6	6	6	5
ST Düşmesi		93.44±0.	93.44±0.1	97.72±0.0	97.71±0.0	93.43±0.1
		13	4	5	5	3
ST Yükselmesi		93.57±0.	94.84±0.1	97.72±0.0	98.18±0.0	94.20±0.1
		20	5	8	5	7
Sağlıklı		95.21±0.	93.50±0.2	98.35±0.0	97.73±0.0	94.35±0.2
		18	5	6	9	1
Hastalıklı		92.14±0.	93.11±0.1	97.25±0.0	97.60±0.0	92.62±0.1
		10	1	3	4	0
Fine Gaussian	90.20±0.1	92.27±0.	90.70±0.1	96.80±0.0	96.77±0.0	90.87±0.1
	5	17	6	8	7	6
ST Düşmesi		97.70±0.	89.64±0.1	99.23±0.0	96.24±0.0	93.49±0.1
		09	4	4	5	2
ST Yükselmesi		96.44±0.	93.77±0.2	98.73±0.0	97.74±0.0	95.09±0.0
		11	0	4	8	5
Sağlıklı		76.43±0.	98.65±0.1	89.67±0.2	99.49±0.0	86.13±0.2
		39			5	9
Hastalıklı		98.52±0.	80.74±0.2	99.57±0.0	93.61±0.0	88.75±0.1
		08	1	3	7	6

Medium	92.70±0.2	93.10±0.	93.03±0.2	97.56±0.0	97.56±0.0	93.03±0.1
Gaussain	8	21	5	9	9	1
ST Düşmesi		91.17±0.	95.12±0.2	96.78±0.1	98.27±0.0	93.09±0.1
		40	3	7	8	1
ST Yükselmesi		95.74±0.	90.95±0.5	98.58±0.1	96.88±0.1	93.28±0.1
		27	1	1	7	5
Sağlıklı		91.54±0.	94.47±0.0	96.95±0.0	98.05±0.0	92.98±0.0
		14	2	5	1	8
Hastalıklı		93.96±0.	91.58±0.2	97.94±0.0	97.09±0.0	92.76±0.1
		02	1	2	7	0
K-En Yakın Komşuluk Yöntemleri						
Fine	94.20±0.1	94.25±0.23	94.24±0.1	98.00±0.0	97.97±0.0	94.25±0.1
	4		3	9	9	4
ST Düşmesi		95.23±0.22	95.39±0.0	98.33±0.0	98.39±0.0	95.31±0.0
			8	9	3	6
ST Yükselmesi		95.72±0.13	95.10±0.0	98.51±0.0	98.29±0.0	95.41±0.1
			9	5	3	0
Sağlıklı		92.98±0.39	93.25±0.0	97.58±0.1	97.67±0.0	93.12±0.1
			1	5	1	9
Hastalıklı		93.07±0.18	93.24±0.3	97.61±0.0	97.53±0.2	93.16±0.2
			3	5	8	0
Medium	94.15±0.0	94.08±0.16	93.79±0.1	98.03±0.0	97.97±0.1	94.19±0.2
	7		2	7	1	6
ST Düşmesi		94.11±0.05	95.87±0.0	97.91±0.0	98.35±0.2	94.53±0.6
			6	2	9	5
ST Yükselmesi		93.31±0.04	92.20±0.1	98.74±0.0	97.99±0.0	95.24±0.0
			4	1	5	9
Sağlıklı		93.94±0.40	95.17±0.0	97.13±0.1	98.31±0.0	93.53±0.2
			2	6	1	2
Hastalıklı		94.99±0.15	91.94±0.2	98.33±0.0	97.25±0.0	93.44±0.0
			7	6	9	7
Coarse	90.45±0.2	91.01±0.29	90.98±0.2	96.81±0.1	96.81±0.1	90.99±0.1
	1		8	2	0	3
ST Düşmesi		90.73±0.21	91.85±0.0	96.67±0.0	97.09±0.0	91.29±0.1
			7	8	3	4
ST Yükselmesi		93.01±0.09	90.99±0.3	97.56±0.0	96.81±0.1	91.99±0.2
			6	3	3	3
Sağlıklı		88.97±0.45	91.69±0.2	95.99±0.1	97.04±0.0	90.31±0.1
			5	9	9	1
Hastalıklı		91.34±0.41	89.39±0.4	97.01±0.1	96.28±0.1	90.36±0.0
			4	7	4	3
Kosinüs	93.65±0.2	94.01±0.14	93.95±0.1	97.47±0.0	97.91±0.0	93.95±0.0

	2		0	6	4	3
ST		93.38±0.03	95.94±0.0	95.94±0.0	98.57±0.0	94.64±0.0
Düşmesi			1	1	1	2
ST		95.73±0.06	94.13±0.0	98.53±0.0	97.96±0.0	94.92±0.0
Yükselmesi			4	3	2	1
Sağlıklı		91.25±0.28	95.31±0.1	96.84±0.1	98.36±0.0	93.24±0.0
			2	1	4	3
Hastalıklı		95.69±0.16	90.40±0.2	98.59±0.0	96.75±0.0	92.97±0.0
			2	6	7	5
Kubik	93.75±0.0	93.85±0.18	93.81±0.1	97.85±0.0	97.86±0.0	93.82±0.1
	8		5	8	7	3
ST		93.60±0.08	95.32±0.0	97.73±0.0	98.36±0.0	94.45±0.0
Düşmesi			3	3	9	6
ST		95.76±0.1	93.71±0.2	98.55±0.0	97.82±0.0	94.73±0.1
Yükselmesi			0	4	7	3
Sağlıklı		91.42±0.40	94.67±0.0	96.93±0.1	98.14±0.0	93.02±0.2
			4	6	2	3
Hastalıklı		94.64±0.14	91.55±0.3	98.20±0.0	97.11±0.1	93.07±0.1
			1	6	0	0
Weighted-öklid	94.45±0.2	94.73±0.14	94.71±0.1	98.16±0.0	98.22±0.0	94.70±0.1
	2		2	6	9	0
ST		95.40±0.05	95.65±0.0	98.38±0.0	98.49±0.0	95.51±0.0
Düşmesi			3	2	1	4
ST		96.24±0.16	95.35±0.0	98.71±0.0	98.56±0.2	95.79±0.1
Yükselmesi			5	6	6	0
Sağlıklı		92.61±0.32	94.97±0.2	97.40±0.1	98.26±0.0	93.76±0.1
				2	1	6
Hastalıklı		94.67±0.02	92.85±0.2	98.21±0.0	97.56±0.0	93.75±0.0
			0	2	7	9
Weighted-cityblok	94.85±0.2	95.09±0.17	95.08±0.1	98.31±0.0	98.31±0.0	95.08±0.1
	1		5	7	4	5
ST		95.85±0.19	96.02±0.1	98.56±0.0	98.62±0.0	95.93±0.1
Düşmesi			4	7	5	6
ST		96.54±0.05	95.91±0.0	98.81±0.0	98.58±0.0	96.23±0.0
Yükselmesi			9	2	4	3
Sağlıklı		92.92±0.38	95.30±0.1	97.52±0.1	98.38±0.0	94.10±0.2
			1	5	4	5
Hastalıklı		95.05±0.04	93.07±0.2	98.35±0.0	97.65±0.0	94.06±0.1
			7	2	1	6
Topluluk Sınıflandırıcıları Yöntemleri						
Bagged Trees	93.55±0.0	93.98±0.21	93.91±0.0	96.14±0.0	97.89±0.0	93.90±0.1
	8		9	8	4	3
ST		94.57±0.06	95.32±0.0	95.09±0.0	98.36±0.0	94.94±0.0

Düşmesi			4	3	2	1
ST		95.66±0.28	94.57±0.0	94.50±0.1	98.10±0.0	95.11±0.1
Yükselmesi			5	0	2	2
Sağlıklı		90.34±0.20	95.56±0.0	96.48±0.0	98.44±0.0	92.88±0.1
			7	8	3	4
Hastalıklı		95.34±0.30	90.18±0.1	98.48±0.1	96.67±0.0	92.69±0.2
			9	0	7	5
Subspace	94.25±0.2	94.47±0.19	94.43±0.1	98.07±0.0	98.08±0.0	94.43±0.1
K-EYK	2		5	7	5	5
ST		95.30±0.12	95.48±0.1	98.36±0.0	98.43±0.0	95.39±0.1
Düşmesi			9	4	6	5
ST		95.79±0.32	95.33±0.1	98.54±0.1	98.37±0.0	95.56±0.2
Yükselmesi			1	1	4	1
Sağlıklı		91.50±0.29	95.50±0.0	96.95±0.1	98.43±0.0	93.46±0.1
			5	2	2	3
Hastalıklı		95.28±0.02	91.39±0.2	98.44±0.0	97.08±0.0	93.30±0.1
			2	1	7	1

Tablo 15.'ten anlaşılacağı üzere test doğruluğu, duyarlılığı, özgüllüğü ve negatif prediktif değeri, F skoru değerleri sırasıyla %89.17 ve %95.09, %89.06 ve % 95.08, %96.07 ve %98.31, %96.09 ve %98.31, %89.05 ve %95.08 değerleri arasında değiştiği görülmektedir. En iyi sınıflandırma sonuçlarının DVM algoritmalarındaki Kubik DVM; K-EYK algoritmalarındaki Weighted (cityblok) K-EYK yönteminde; Topluluk sınıflandırıcıları algoritmalarındaki Subspace K-EYK yönteminde alındığı görülmüştür. Bu sınıflandırma yöntemlerinin doğruluk, duyarlılık, özgüllük, negatif prediktif değer ve F skoru değerlerinin en yüksek standart sapma degerleriyse sırasıyla 0.19, 0.16, 0.07, 0.06 ve 0.15'dür. Bahsedilen 3 yöntem arasında en iyi sonuca Weighted (cityblok) K-EYK yönteminde ulaşılmıştır.

Önerilen algoritmalar geliştirilmekte olan Teletıp sisteminin bir parçası olacağı için hesaplama süresi de önemli bir faktördür. Algoritmanın hesaplama süresi öznitelik çıkarma için geçen süre ve test süresi toplanarak bulanabilmektedir. Bir R-R aralığı için öznitelik çıkarma süresi 2 sınıflı problem için CWD kullanıldığında; MIT-BIH Aritmi veritabanında 2.41 saniye iken European ST-T veritabanı için 0.61 saniyedir. 4 sınıflı problem için ZAMD dağılımı kullanıldığında; MIT-BIH Aritmi veritabanında 1.3 saniye, European ST-T veritabanında 0.66 saniye ve Long Term ST veritabanındaysa 1.65 saniyedir. Test süresi oldukça düşük olduğu için ihmal edilebilir. Çalışmada öz nitelik çıkarma süreleri hesaplanırken kullanılan bilgisayarın işlemcisi 64 bit Intel® Core, 998 MHz RAM'i ise 4,00 GB'dır. Bu hesaplama sürelerin toplamı göz önüne alındığında; en yüksek değer yaklaşık 2 kalp atımı için gerekli süre kadardır. Her iki yöntemde de hesaplama sürelerinin oldukça

düşük olması önerilen algortimanın Teletıp sistemleri için oldukça uygun olduğunu göstermektedir.

4.5 Tartışma

Literatürdeki anormal atım tespiti ve aritmi sınıflandırma için yapılan çalışmalara bakıldığında zaman önerilen çalışmaların literatürdeki çalışmalara göre oldukça büyük bir veritabanı kullanıldığı görülmektedir. Literatürdeki çalışmaların oldukça üstünde bir veri sayısı kullanılmasına rağmen bir çok çalışmadan daha yüksek doğruluk, duyarlılık, özgüllük, Fskor, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değerlerinin elde edildiği görülmektedir. Önerilen yöntemden daha fazla doğruluk elde edilen çalışmalara bakıldığında ise kullanılan veri sayısının önerilen çalışmadan oldukça az olduğu görülmüştür. Ayrıca yapılan çalışma şu anda geliştirilmekte olan bir Teletıp sisteminin parçası olduğundan sistemin karar verme süresi oldukça önemlidir. Önerilen yöntem yaklaşık 1 atım için geçen sürede çalışabilmektedir.

Birinci aşama çalışma sırasında geliştirilen yaklaşımın bir bölümüne dayanan 2 adet bildiri ve 1 adet tez çalışması (Akdeniz, 2017) yapılmıştır. Bildiriler, SIU 2016, TSP 2016 (Kayıkçıoğlu vd., 2016; Akdeniz vd., 2016) konferanslarında sunulmuş ve bildiri kitapçıklarında basılmıştır.

EKG işaretinde ST segmentinin yükselmesininin veya düşmesinin erken tespit edilmesi kalp krizinin önlenmesi açısından oldukça önemlidir. Bu amaçla bu yapılan çalışmada kalp krizinin önceden tespit edebilmek amacıyla zaman frekans dağılımlarına dayalı algoritmalar geliştirilmiştir. Bu zaman frekans dağılımları geleneksel zaman frekans dağılımlarından farklı ve azaltılmış girişim dağılımları olarak seçilmiştir. Bu dağılımlar kuadratik zaman frekans dağılımları olan; Yumuşatılmış Wigner Ville, Choi-Williams, Born-Jordan, Bessel ve Zhao-Atlas-Mark dağılımlarıdır.

İkinci aşama yapılan çalışmanın ilk aşaması olan; EKG ST segmenti değişimleri içeren R-R aralıklarının (yükselme veya düşme) normal veya hastalıklı R-R aralıklarından ayırt etme, aşamasında yapılan deneyler sonucunda en iyi sınıflandırma sonuçlarına Choi-Williams dağılımı tabanlı öznelikler kullanıldığında ulaşılmıştır. Yapılan çalışmasının ikinci aşaması olan ST segmenti yükselmesi, ST segmenti düşmesi, hastalıklı ve sağlıklı EKG R-R aralıklarını sınıflandırma aşamasındaysa en iyi sonuçlara Zhao-Atlas Mark dağılımı tabanlı öznelikler kullanıldığında ulaşılmıştır. Bu dağılımlar sonucunda elde edilen öznelikler Ağaç Yöntemleri, DVM, K-EYK ve Topluluk sınıflandırıcı yöntemleri kullanılarak önerilen algoritmaların performans analizleri yapılmıştır. 2.aşama yapılan çalışmalarının birinci ve

ikinci aşamaları için de en iyi sınıflandırma sonuçları Weighted K-EYK (cityblok) yönteminde elde edilmiştir. Yapılan çalışmasının ilk aşaması olan 2 sınıflı veriler için DVM iyi sonuçlar vermekteyken 4 sınıf olan ikinci aşamadaysa KEYK sınıflandırma yöntemleri daha iyi sonuçlar vermiştir. Genel olarak sağlıklı EKG R-R aralıklarının tespit edilme sonuçlara daha düşük çıkmıştır. Sınıflandırma performans sonuçlarının standart sapma değerleri oldukça düşük çıkmıştır. Bu da önerilen yöntemlerin kararlı bir şekilde çalıştığını göstermektedir.

Literatürdeki diğer çalışmalarla kıyaslandığında önerilen algoritmaların performans sonuçları oldukça yüksektir. Ayrıca literatürdeki birçok çalışmaya göre daha büyük veritabanı kullanılmıştır. Seçilen veritabanlarındaki veriler farklı hastalara ait olup birden fazla derivasyon içermektedir. Böylece önerilen algoritmanın derivasyona ve kişiye bağımlılığı da azaltılmıştır. Önerilen yöntemler güncel yaklaşımlar olup geliştirilmekte olan Teletıp Sistemin bir parçası olabilecek düzeydedir. Aynı zamanda önerilen algoritmalarının hızı da Teletıp sistemleri için uygundur. 2.aşama çalışmalar sırasında geliştirilen yaklaşımın bir bölümüne dayanan 3 adet bildiri, CMBEBIH 2017 (Kayıkçıoğlu vd., 2017a), SIU 2017, BIYOMUT 2016 konferanslarında sunulmuştur ve 1 adet tez çalışması yapılmıştır (Kayıkçıoğlu, 2017b). SIU 2017 ve BIYOMUT 2016'da sunulan bildiriler henüz yayınlanmadığı için referanslara eklenmemiştir.

Kara destek yazılımının geliştirilmesinde yukarıda ifade edilen veri tabanları kullanılmıştır. Veri tabanlarındaki normal ve aritmi EKG işaretlerinin karar destekte önem arzeden öz niteliklerinin çıkartılmasında danışman Prof.Dr. Mustafa GÖKÇE ile görüş alış verişi yapılmıştır. Ayrıca, aşağıdaki bölümde yer alan monitor programları ve yazılım arayüzünün sahip olması gereken kabiliyetleri hakkında da danışman görüşüne başvurulmuştur.

5. MONİTÖR PROGRAMLARI VE KARAR DESTEK SİSTEMİ İLE ENTEGRASYONU

5.1 Kullanılan Standartlar ve Teknolojiler

Elektronik Sağlık Kayıtlarının(EHR) uçtan uca iletimi, depolanması, veri bütünlüğünün korunması ve güvenliğinin sağlanmasında birtakım standartları ve teknolojileri bir arada kullanmak gerekmektedir (TSB 2014). Bu standartların kullanımı ülkemizde Sağlık Bakanlığı tarafından zorunlu tutulmaktadır (WHO 2006). Yapılan çalışmada bağımsız bilgisayar sistemler arasında uçtan uca veri alışverişinin sağlanabilmesi için Amerika Ulusal Standart Enstitüsü (ANSI) tarafından yetkilendirilen Standards Developing Organization (SDO) tarafından geliştirilen Health Level 7 (HL7) standardına uygun bir altyapı geliştirilmiştir (ANSI/HL7 2006). EHR'ların bu altyapıya uygun gönderimi, depolanması ve güvenliğinin sağlanması için Microsoft firması tarafından geliştirilen ve gelişmiş web servis yeteneklerini barındıran ayrıca HL7 standardında veri transferinin sağlanmasında büyük kolaylıklar barındıran Windows Communication Foundation (WCF) teknolojisi kullanılmıştır.

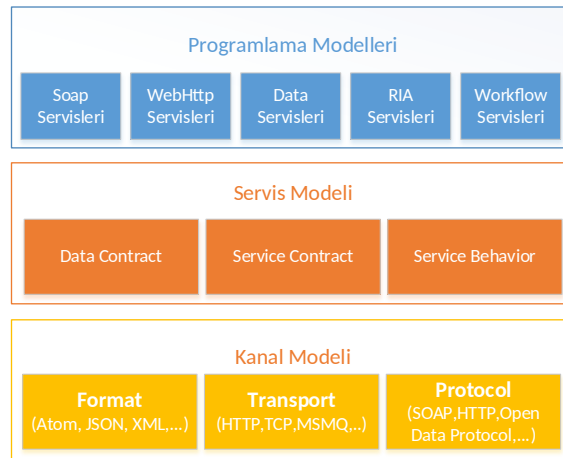
5.1.1 HL7 Standardının Yapısı

Yapılan çalışmalarda HL7 standardının görülen eksiklikleri giderilerek komple yeni bir sistem olan sürüm3 ortaya çıkarılmıştır. HL7 v3 de XML tabanlı bir yapı oluşturulmuş ve opsiyonellik azaltılarak mesaj uyumsuzluğuna sebep olabilecek çalışmaların önüne geçilmiştir. Referans Enformasyon Modeli (Reference Information Model-RIM) kullanılarak v3 metodolojisi nesne tabanlı mimari üzerine dayandırılmış ve mesajların nesne tabanlı programlama ile üretilmesi sağlanmıştır. RIM kullanılarak sağlık uygulamalarında üretilen EHR'ler belirli sınıf tanımlarına gömülmüştür. HL7'de nesne tabanlı programlama dillerine benzer şekilde bir sınıftan sınırsız sayıda nesne üretilebilmektedir. HL7'da öncelikle verilerin mesaj kalıpları üretilmekte ve bu kalıplara Alan Mesaj Bilgi Kalıbı (Domain Message Information Model - DMIM) denmektedir. Daha sonra üretilen kalıptan EHR'leri üretecek mesajların oluşturulması için bilgi kalıpları üretilmekte ve bu bilgi kalıplarına Rafine edilmiş Mesaj Bilgi Kalıbı (Refined Message Information Model - RMIM) denmektedir. Dolayısıyla HL7 standardı ile mesaj iletimi için gerekli sınıflar DMIM kullanılarak mesaj içerikleri ise RMIM kullanılarak üretilmektedir. HL7 v3 XML tabanlı mesajlar oluştururken RMIM'den XSD dönüşümü yapılarak gerekli XML mesaj şeması oluşturulabilmektedir. HL7'de Hiyerarşik Mesaj Tanımı (Hierarchical Message Description - HMD) ifadesi ile tanımlanmış tablolar kullanılarak otomatik olarak üretilebilmektedir. Klinik doküman verilerinin iletiminde kullanılmak üzere de HL7 mesaj standartları bulunmaktadır. Bu standartlar genel olarak Klinik Doküman Mimarisi (Clinical Document Architecture - CDA) olarak adlandırılmaktadır. CDA ile HL7 standardı

kullanılarak iletilecek dokümanların hangi formatta olacağı ve ne gibi veriler içereceği belirtilebilmektedir. Diğer HL7 mesajlarında olduğu gibi CDA da mimari açıdan RIM'e oldukça benzemektedir. CDA'lar XML tabanlı bir mimariye sahip olmasından ötürü hem HL7 mesajlarına entegre edilerek gönderilebilmektedirler hem de tek başlarına birer EHR olarak gönderilebilmektedirler (R.Ö Doğan ve arkadaşları 2017).

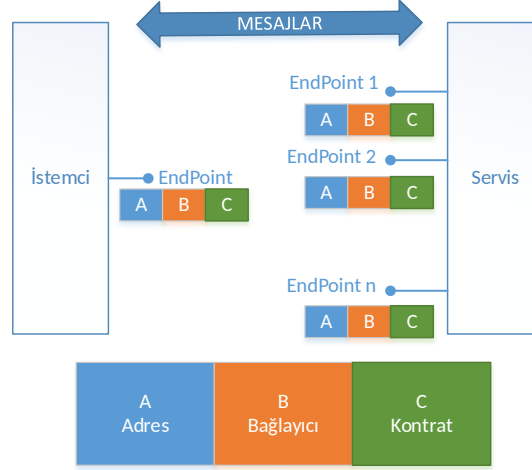
5.1.2 WCF Teknolojisinin Özellikleri

Günümüzde masaüstü uygulamaları, mobil uygulamalar ve web uygulamaları aynı veri ile çalışan uygulamalar haline gelmeye başlamıştır. Aynı kaynağa erişimin sağlandığı çok platformlu sistemlerde veri bütünlüğünün korunabilmesi için tüm bu platformlardan erişimin belirli standartlara göre yapılması gerekmektedir. Bu standartları sağlayan teknolojinin adı web servislerdir. Geçmişten günümüze web servis haberleşmesi için farklı servis modelleri geliştirilmiştir. WCF teknolojisi, Sekil 38'den de görüldüğü gibi bu servis modelleri birleştirerek tek çatı altında tümünün yeteneğini sunabilmektedir. Bu mimaride SOAP modeli interoperability standartlarına uygun olup Java, C# gibi programlama dilleri ile haberleşebilen bir servis modelidir. WebHTTP servismodeli Uniform Resource Identifier (URI) tabanlı servis operasyonlarının RESTful yaklaşımına göre sunulduğu yetenekleri barındıran bir servis modelidir. Data servis modeli veri modelimizi RESTful arayüzünden sunmak isteyeceğimiz durumlarda kullanılan servis modelidir. RIA servis modeli Silverlight gibi zengin internet uygulamalarında orta katmandaki iş modelinin hem istemci hem sunucu tarafında yönetilmesini ve kullanılmasını kolaylaştıran bir servis modelidir. Workflow servis modeli ise uzun süreli çalışan ve süreklilik gerektiren workflow uygulamalarının servis temelli kullanılabilmesini sağlayan modeldir.



Şekil 38. Windows Communication Foundation (WCF)

WCF teknolojisi farklı web servis modellerinin tek yapıdır araya getirildiği bir mimaridir. WCF teknolojisi Şekil 39' da görüldüğü gibi Adres (A), Bağlayıcı (B) ve Kontrat (C) olmak üzere 3 ana bileşenden oluşmaktadır. Gerçekleştirilen çalışmanın anlaşılması için bu üç bileşeni detaylı incelemek gerekmektedir.

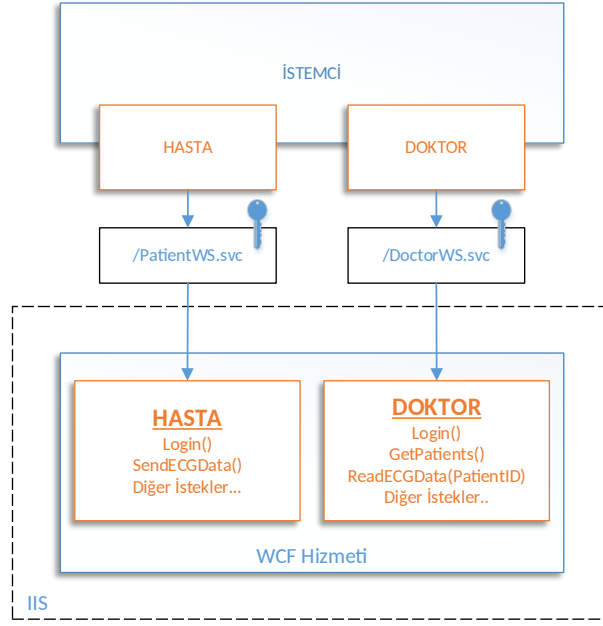


Şekil 39. WCF Mimarisinin Çalışma Prensipleri

- **Adres:** WCF teknolojisi temelde web servis mantığı ile çalıştığından EHR'lerin saklanması ve gerektiğinde düzenli ve güvenli bir şekilde iletiminin sağlanması amacıyla sürekli dinleme konumunda bekleyen bir hizmet olması gerekmektedir. A ile ifade edilen WCF bileşeni bu hizmetin çalışacağı sunucu adresini temsil etmektedir.
- **Bağlayıcı:** Web servisler programlama dilinden bağımsız uygulama geliştirmek için olmazsa olmaz yapılardandır. B ile temsil edilen WCF bileşeni farklı programlama dillerinde yazılmış uygulamaların veri alışverişinde bulunabilmeleri için hangi kurallar çerçevesinde bağlantı kurulacağını belirttiği kısımdır.
- **Kontrat:** WCF mimarisinde oluşturulan tüm webservisler kullanıcıya bir takım fonksiyonellikler sunmaktadır. C ile temsil edilen WCF bileşeni bu fonksiyonellikleri içermektedir. Kullanıcı girişi için tanımlanan bir **Login()** metodu bu fonksiyonelliklere örnek olarak gösterilebilir.


5.2 Yapılan Çalışmalar

Gerçekleştirilen çalışma hasta bilgisayarını, doktor bilgisayarını ve sağlık merkezi sunucusunu olmak üzere 3 temel donanımdan oluşmaktadır. Sağlık merkezinde bulunan sunucu WCF teknolojisini destekleyen bir IIS sunucusudur. Hasta bilgisayarını ve doktor bilgisayarını prensipte aynı mantıkla çalışmakta olan birer WCF istemcisidir. Yapılan çalışmada güvenlik açısından hasta ve doktor istemcileri için Şekil 42'de görüldüğü gibi iki farklı web servis oluşturulmuş ve aynı WCF hizmeti üzerinde çalıştırılmışlardır.



Şekil 40. Gerçekleştirilen çalışmanın WCF blok yapısı

Oluşturulan her bir servis için istemcilerin öncelikle kullanıcı girişi işlemini gerçekleştirmeleri gerekmektedir. Bu işlem için Şekil 41 deki ekrandan TC kimlik numaralarını ile sisteme tanımlanmış şifrelerini kullanmaktadırlar.



The image shows a user login window titled 'Kullanıcı Girişi'. It has a close button (X) in the top right corner. Below the title, there is a section labeled 'Bilgileriniz' (Your Information) which contains a placeholder image of a doctor. To the right of the image, there are two input fields: 'TC Kimlik No:' with the value '12345678' and 'Şifre:' with the value '****'. Below these fields is a button labeled 'Kullanıcı Girişi'.

Şekil 41. Kullanıcı giriş ekranı

Kullanıcı girişi yapıldıktan sonra oluşturulan bilet ile diğer işlemlere erişme yetkisi verilmektedir. Belirli bir geçerlilik süresine göre yetki devam etmektedir. Ayrıca her istemciye özel oturum açılmaktadır. Bu sayede web servis hizmeti çoklu kullanıcı desteğini güvenli şekilde sağlamaktadır.

Hasta Takip

TELE-HATAS

TELETIP HASTA TAKIP SİSTEMİ

Filtrele

Tc Kimlik No:

Adı:

Soyadı:

Listele

Bilgileriniz
Doktor Mehmet Yavuz YAĞCI



Drag a column header here to group by that column

TC Kimlik No	Adı	Soyadı	Adresi
2147483647	Hülya	DOĞAN	Kalkınma mahallesi** 126 nolu sokak no:1 kat:2
12345678	Ahmet	Abbas	adres 3454645
1234	Ramazan Özgür	DOĞAN	Kalkınma mahallesi 126 nolu sokak no:1 kat:2

Şekil 42. Doktor üzerinde bulunan hastaların listesi

Ramazan ÖzgürDOĞAN

Hasta Bilgileri

Sağlık Tarihçesi

İlaç Tedavisi - Reçete

Klinik Ölçümler

Biyolojik Kayıt

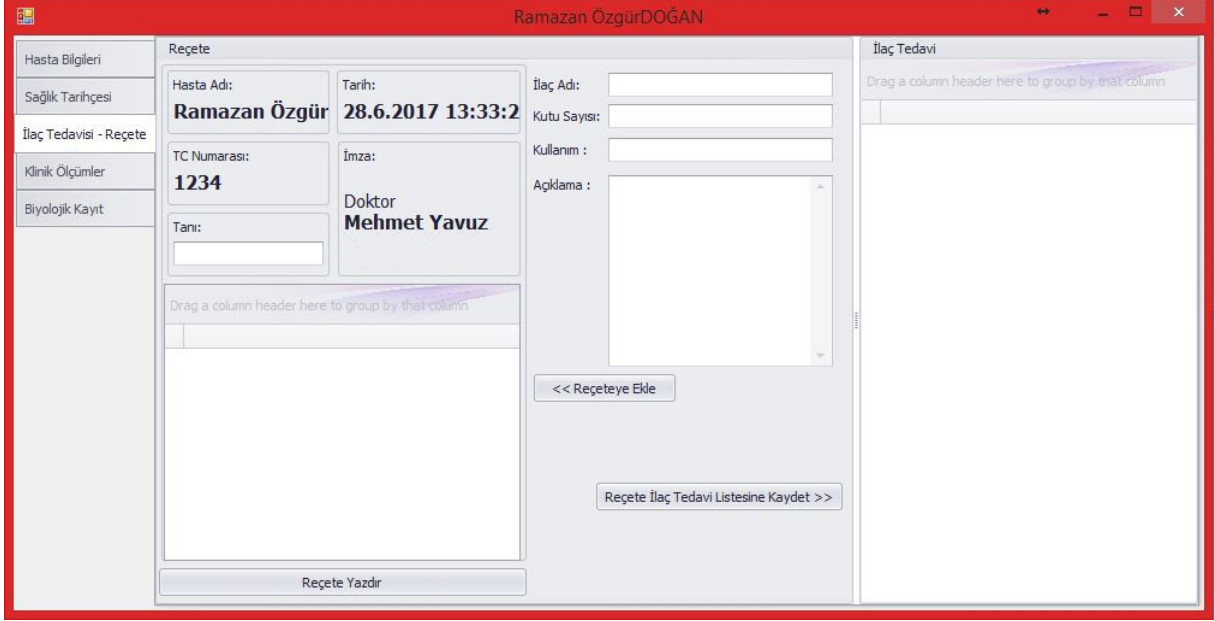
TC Kimlik No: 1234

Adı: Ramazan Özgür

Soyadı: DOĞAN

Adres: Kalkınma mahallesi 126 nolu sokak no:1 kat:2

Şekil 43. Hasta bilgileri



The screenshot shows a web application window titled "Ramazan ÖzgürDOĞAN". The interface is divided into several sections:

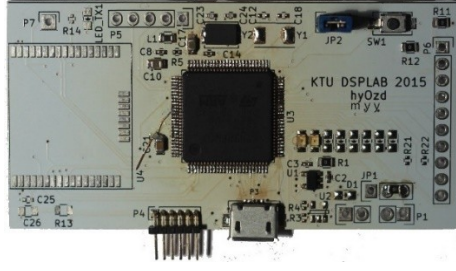
- Hasta Bilgileri (Patient Information):** Includes fields for "Sağlık Tarihi" (Health History), "İlaç Tedavisi - Reçete" (Medication - Prescription), "Klinik Ölçümler" (Clinical Measurements), and "Biyolojik Kayıt" (Biological Record).
- Reçete (Prescription):** Contains fields for "Hasta Adı" (Patient Name) with the value "Ramazan Özgür", "Tarih" (Date) with the value "28.6.2017 13:33:2", "TC Numarası" (ID Number) with the value "1234", "İmza" (Signature) with the value "Doktor Mehmet Yavuz", "Tani" (Diagnosis), "İlaç Adı" (Medication Name), "Kutu Sayısı" (Box Count), "Kullanım" (Usage), and "Açıklama" (Description). There is a "Reçete Yazdır" (Print Prescription) button at the bottom.
- İlaç Tedavi (Medication Treatment):** A section for listing medications, with a placeholder text "Drag a column header here to group by that column". It includes a "Reçete İlaç Tedavi Listesine Kaydet >>" (Save to Prescription Medication List >>) button.

Şekil 44. Doktor Reçete Ekranı

Ek olarak gerçekleştirilen çalışmada WCF teknolojisi kullanılarak PC, tablet ve PDA gibi farklı platformlar üzerinden de sistemin kullanılabilmesi sağlanmaktadır (R.Ö Doğan ve arkadaşları SIU 2016).

Geliştirilen sistemde hasta ve doktor bilgisayarlarından yapılacak bağlantıların her biri için iki farklı web servis hizmeti sağlanmaktadır. Böylece hasta ve doktor bağlantıları birbirinden soyutlanırken daha güvenli ve daha etkili bir hizmet sağlanmaktadır. Ayrıca her iki istemci için yetkilendirme işlemi veri tabanı tabloları düzeyinde yapılarak EHR'lerin güvenliği ön planda tutulmaktadır.

Hasta üzerine yerleştirilen sensörler üzerinden alınan EHR'ler 7cm-4cm ölçülerindeki Şekil 45'deki Vücut Alan Ağları(Body Area Network-BAN) modülü ile toplanmaktadır ve 802.15.6 protokolü ile hasta başı bilgisayara kablosuz olarak aktarılmaktadır. BAN modülü ana olarak bir ARM Cortex-M4 tabanlı mikrodenetleyici ve 802.15.4 transceiver entegresinden oluşmaktadır. Bunun yanı sıra devre üzerinde osilatör ve voltaj regülatörü gibi destekleyici bileşenler de bulunmaktadır. Ban modülü iki farklı rolde çalıştırılabilmektedir. Üzerindeki USB bağlantı üzerinden PC'ye bağlanması durumunda, merkez rolünde çalışır. Bu rolde cihaz, ağı kurmaktan ve yönetmekten sorumludur. Diğer rol düğüm rolüdür. Bu rolde modül, enerjisini bir bataryadan alarak, sensor kartına bağlanmaktadır ve kablosuz hasta takip cihazının iletişimini ve kontrolünü sağlamaktadır.



Şekil 45. Geliştirilen 802.15.4 protokolü ile haberleşebilen BAN modülü

Gerçekleştirilen sistem çok kullanıcılı bir mimari olduğundan her bir hasta bilgisayar için ayrı istemciler oluşturulmaktadır. Uygulama hasta başı bilgisayardan çalıştırıldığında öncelikle kullanıcı girişi yapılması gerekmektedir. Geliştirilen sistemde hastaların sisteme giriş yapabilmeleri için TC kimlik numaraları ve sistemde kendileri için tanımlanan şifrelerini kullanmaları gerekmektedir. Her kullanıcı için sunucu bilgisayar tarafında ilgili veritabanı tabloları tanımlanmış olup her hasta sadece kendi kimlik bilgisi ile ilişkilendirilmiş alanlara erişim hakkına sahiptir. BAN cihazından toplanan EHR'ler hasta kimliği ile ilişkilendirilmiş veritabanı alanlarına yazılmaktadır. Böylece veriler hasta bazında gruplandırıldığı gibi her hastanın sadece kendi veri alanına erişebilmesi garanti edilmektedir. Ayrıca hastanın durumundaki kritik değişiklikler için anlık uyarı oluşturulabilmekte ve bu uyarının sunucuya anında gönderilmesi sağlanmaktadır. Sisteme uyarı gönderildiğinde hastayla ilişkilendirilmiş doktorlara da anında bilginin ulaşması sağlanmaktadır.

Kurulan sistemde çok kullanıcılı mimari doktor istemcisi içinde geçerli olup sisteme kayıtlı bütün doktorlarında hastalarını görüntüleyebilmek ve hastaları üzerinde işlemler gerçekleştirebilmeleri için kullanıcı girişi yapmaları gerekmektedir. Doktorlar kendi bilgisayarlarında başlattıkları uygulamadan giriş yapabilmeleri için TC kimlik numaralarını ve sistemde tanımlanmış şifrelerini kullanmaları gerekmektedir. Tüm doktor ve hasta kullanıcıları için şifreler geliştirilen özel bir şifreleme algoritması ile şifrelenerek tutulmuş ve olası ağ dinleme saldırılarına karşı sistemin dayanıklılığı artırılmıştır.

Bu çalışmada EHR iletiminde gecikmeye sebep olan dar boğazın hastabaşı bilgisayardan sunucu bilgisayara uzak mesafeli iletiminde yaşandığı görülmüştür ve bu kısımdaki iletişim için bazı performans testleri gerçekleştirilmiştir. Test için Intel Core i7-4500U 1.80Ghz işlemci ve 4GB DDR3 RAM içeren istemci bilgisayarlar(hasta bilgisayarı, doktor bilgisayarı) ayrıca Intel Xenon E3-1220 3.10Ghz işlemci ve 16GB DDR3 RAM içeren sunucu bilgisayar kullanılmıştır. Gerçek zamanlı elektronik sağlık kaydı iletim testi İstanbul'da bulunan hastabaşı bilgisayar istemcisinden Karadeniz Teknik Üniversitesi bilgi işlem daire başkanlığı sunucu odasında kurulu sunucuya gönderilerek ve bu sunucudan çekilen elektronik sağlık

kayıtlarının İstanbul'daki doktor bilgisayarı istemcisine gönderilerek gerçekleştirilmiştir. Yapılan teste veri teorik olarak 1000km gidiş 1000km dönüş olmak üzere toplamda 2000km yol kat etmiştir.

Tablo 16. Kesirli Veri Nokta Sayısı Sabit Tutularak Farklı İnternet Sağlayıcılar ile Yapılan Veri Gönderim Testi

Nokta Sayısı	Ölçüm 1	Ölçüm 2	Ölçüm 3	Ölçüm 4	Ölçüm 5	Ortalama	Hız (Mbps)	İnternet Sağlayıcı
1250	4,78	4,02	3,98	4,05	4,88	4,34	0,2	Turk Telekom mobil Edge
1250	2,79	2,51	2,69	2,75	2,9	2,72	10	Turk Telekom mobil H+
1250	2,97	2,85	2,38	2,68	2,36	2,64	12	Turk Telekom ADSL
1250	2,32	2,35	2,38	2,02	2,03	2,22	20	Turk Telekom mobil LTE

Tablo 16 da sabit sayıda özellik noktası gönderilerek gerçekleştirilen testlerin sonuçları gösterilmiştir ve hasta başı istemci bilgisayardan sunucuya ve sunucudan da doktor bilgisayara bu biyolojik işaretlerin kaç saniye gecikmeli gönderilebildiği gösterilmiştir (R.Ö Doğan ve arkadaşları SIU 2017). Test için Türk Telekom mobil altyapısı ve Türk Telekom ADSL altyapısı kullanılmıştır. Özellikle internet altyapısının yetersiz olduğu kırsal kesimlerde sistemin mobil edge hızını kullanarak da çalışabilir olduğu görülmektedir. Bizim sistemimizde edge hızı kullanıldığı takdirde yaklaşık olarak 4 saniyelik bir gecikme yaşanacağı ve bu gecikmenin derken teşhis ve müdahale için fazla bir süre olmadığı açıktır. Ayrıca Tablo 17' de sabit internet hızında farklı sayılarda kesirli veri noktası için gecikmeler hesaplanmıştır. Yapılan ölçümlerde nokta sayısının artırılmasının gecikmeyi fazla artırmadığı görülmüştür. Gecikme problemi sadece yüksek yoğunluklu elektronik sağlık kayıtlarında yaşanmaktadır ve bu ölçümlere şifrelemeden, xml verilerinin okunmasından xml verilerinin yazılmasından kaynaklı gecikmeler de dahil edilmiştir. Gerçekleştirilen ölçümler çalışan sistem üzerinden alınarak yapılmış ve her ölçüm seti için ortalama değerlerde eklenerek tablolar oluşturulmuştur.

Tablo 17 . ADSL Altyapısı Kullanılarak Sabit Hızlı İnternette Farklı Sayılarda Kesirli Veri İçin Veri Gönderim Testi

NoktaSayısı	Ölçüm1	Ölçüm2	Ölçüm3	Ölçüm4	Ölçüm5	Ortalama
250	2,82	2,74	2,41	2,2	2,14	2,46
750	2,66	2,32	2,98	2,3	2,48	2,54
2500	3,95	3,78	3,28	3,21	3,47	3,53
15000	4,02	4,79	4,42	4,98	3,78	4,39
25000	4,76	4,95	4,19	5,3	5,35	4,91

Açılan xml dosyasındaki verilerin grafiksel çiziminden kaynaklanan gecikmeler noktaları tek tek eklemek yerine noktalar kümeleri oluşturularak bu kümeyi grafik noktaları kümesine dâhil edilerek ortadan kaldırılmıştır. Dolayısıyla doktor bilgisayarına gelen noktaların bütünü tek seferde grafik kütüphanesine dâhil edilerek çizimden kaynaklanan gecikmeler minimize edilmiştir. Yukarıdaki tablolarda hesaplanan değerlere çizimden kaynaklanan gecikmeler de dâhildir.

Grafik çiziminde gürültülerin elemine edilmesi için filtreleme çalışması yapılmıştır. Bu çalışma ile beraber alçak frekanslarda bulunan şebeke gürültüsü bastırılmıştır. Şebeke frekansının ülkelere göre değişebilir olması ve istenildiğinde ölçülen işaretin frekansının değiştirilebilir olmasından dolayı işaret frekansı ve kesim frekansı bilgileri kullanıcı tarafından girilmektedir. Kullanıcıdan frekans bilgilerinin alınması grafik çizim ekranının uyarlanabilir olmasını sağlamıştır. Girilen bilgilere göre yapılan hesaplamalar sonucunda gerçek zamanlı filtre katsayıları hesaplanmaktadır. Filtrelenen işaret ekrana basılmaktadır(Şekil 46). (Ö. Yıldırım ve arkadaşları TIPTEKNO 2016)



Şekil 46. Gerçek zamanlı filtre ve anlık izleme yazılımı

5.2.1 Karar Destek Sistemine Yönelik Yapılan Çalışmalar

Karar destek sistemine yönelik MATLAB ortamında gerçekleştirilen 3 farklı çalışma sistemin kararlı ve daha hızlı çalışabilmesi adına C# programlama dilinde kodlanmak üzere tekrar ele alınmıştır.

Yapılan ilk çalışmada ECG verilerinden çıkarılmış özelliklerin Destek Vektör Makineleri kullanılarak sınıflandırılması için bir çalışma gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada açık kaynak kodlu libsvm kütüphanesinden faydalanılarak MATLAB ortamında elde edilen başarımlar native C# kodlarıyla elde edilmiştir ve MATLAB ortamından kaynaklı gecikmeler ortadan kaldırılmıştır. Geliştirilen kodlar dll kütüphanesine dönüştürülerek IIS sunucuda çalışabilecek hale getirilmiştir.

Diğer bir çalışmada MIT ECG veritabanındaki sinyallerden SVM kütüphanesiyle sınıflandırılabilmesi için MATLAB ortamında geliştirilen Wigner-Wille tabanlı özellik çıkarımı kodları C# kodlarıyla yeniden kodlanmış ve özellik çıkarımı için de bir dll kütüphanesi elde edilmiştir. Bu kütüphanenin oluşturulmasında Math.Net açık kaynak kodlu matematik kütüphanesinden faydalanılarak vektörel işlemler gerçekleştirilmiştir. Bu kütüphane de IIS sunucusunda çalışabilecek niteliktedir ve gerçek zamanlı kullanım için gerekli performansı sağlamaktadır.



Son olarak yapılan başka bir çalışmada ECG sinyallerinden tepeleri yakalayıarak aritmi teşhisi için MATLAB ortamında gerçekleştirilen diğer bir algoritmanın C# ortamında kodlanması için çalışmalar devam etmektedir.

6. SONUÇ

Bu bölüm projenin geldiği noktayı, başarılarını, proje amacında yer alan ancak henüz tamamlayamadığı çalışmaları ve sorumluluk alanında yapılması gereken çalışmaları özetlemektedir.

Projenin esas amacı sağlık sistemleri haberleşmesinde kullanılacak güvenilir bir haberleşme sistemini geliştirmek ve uzaktan hasta takibini mümkün kılacak algılayıcılardan karar destek sistemine kadar olan donanım ve yazılımı geliştirmektir. Yukarıdaki bölümlerden görüleceği gibi bu büyük ölçüde başarılıdır. Projede hedeflenen iş paketlerinden 1. iş paketinde belirtilen haberleşme ünitesi tasarımı ve algılayıcılar tasarımı tamamlanmıştır. Bu iş paketinde henüz tamamlanmayan ve üzerinde çalışmaların devam ettiği anten çeşitlemesi çalışmalarıdır. Bu iş paketindeki donanım gurubu çalışmalarının önemli endüstriyel ve akademik sonuçlarının olacağı muhakkaktır. Özellikle geliştirilmiş olan cihazdan cihaz otomatik haberleşme servis katmanı önemli bir aşamadır. Ancak çalışmanın yaygın kullanımları için bir miktar daha zamana ihtiyaç vardır.

Projenin ikinci iş paketi vücut üzerinde insan bedenine yakın çalışacak antenlerin tasarımıdır. Antenlerin tasarımları ve testleri tamamlanmıştır.

Monitör programları ve karar destek yazılımı projede diğer bir ağırlık verilen konudur. Zira uzaktan hasta takip sistemi ve buna ilişkin destekleyici yazılım, bir yazılım çalışmasının ötesinde sınıflandırma alanında önemli akademik çalışmalar içermektedir. Bu alanda çalışmada hedeflenip ancak henüz tamamlanmamış çalışması karar destek programının kendi kendine otomatik yenilenmesidir. Bunun için proje esnasında başlatılan bir doktora projesi başlatılmış ve proje çalışanı öğrenci ile sürdürülmektedir.

Bu aşamadan sonra yapılması gereken bu projenin endüstriyel girişime dönüştürülmesidir. Bunun için sağlık bakanlığı ile ve özel hastaneler ile görüşmeler yapılmaktadır. Sağlık sektörü çalışanları projeye oldukça ilgi göstermektedirler ancak kendilerinin de bilgisinde olan 2015/2016 yıllarında ortaya çıkan Bluetooth 5 haberleşmesinin neden kullanılmadığı sorgulanmaktadır. IEEE 802.15.6 haberleşmesi kendi özel haberleşme bandıyla sunduğu yegane çözüme henüz teknolojik riskler içermeyen bir gerçekleştirmeye sahip olmadığı düşünüldükçe çekimser bakılmaktadır. Gerçekleştirilen bu proje M2M haberleşmesini stak seviyesinde gerçekleştiren bir çalışmadır. Dolayısıyla Bluetooth 5 in M2M yapısını kurma



kapasitesine de sahiptir. Bu nokta belirtildiğinde firmalar ve sağlık çalışanları o durumda çalışmanın daha geçerli olacağı görüşünü bildirmektedirler.

Bu durum üniversitemizde proje çalışanları tarafından gerçekleştirilen TIPTEKNO 2017 konferansında açıkça ortaya konulmuş ve tartışılmıştır.

Nihayetinde bu projeyi gerçekleştiren gruba bir yön verme olarak algılanmış ve Bluetooth esaslı uzaktan hasta takip sistemi bu projenin (114E452 projesi ve gelinen sonuçlar belirtilerek) devam projesi olarak *TÜBİTAK 1003-SAB-TCHZ-2017-2 Tanı, Tedavi ve Destek Amaçlı Yenilikçi Tıbbi Cihazlar* çağrısına sunulmuştur. Aynı zamanda aşağıda belirtilen patent başvurusu, yayın çalışması ve proje başvurusu projenin sonuç raporunun ilk sunumundan sonraki geçen sürede yapılmıştır.

PATENT BAŞVURUSU:

Temel KAYIKÇIOĞLU, Ömer YILDIRIM, “Kalp Aritmisinin Çift Dalgaboylu PPG ile Erken Tespiti”, Fikri Mülkiyet Hakları ve Patent Desteği (BAP11), Proje ID: 7229, Başvuru kabul tarihi 24.10.2017

YAYIN ÇALIŞMASI

Özgür Tokmak, Temel Kayıkçioğlu, “GERÇEK ZAMANLI ARİTMİ TESPİTİNDE FARKLI SINIFLANDIRMA YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI”, TURKISH JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING & COMPUTER SCIENCES, Başvuru No:ELK-1706-247, ilk gönderim: 22.06.2017, Revizyon 22.09.2017.

PROJE BAŞVURUSU

Temel Kayıkçioğlu (yürütücü), İsmail Kaya (Araştırmacı), Gökçe Hacıoğlu (Araştırmacı), BLUETOOTH ESASLI, OTOMATİK SAĞLIK VERİSİ ALGILAMA VE UZAKTAN AKILLI HASTA TAKİP SİSTEMİ, TUBİTAK 1003 Proje Başvurusu, 6.10.2017

7. KAYNAKLAR

Akdeniz, F., Kayıkçioğlu, İ., Kaya, İ., ve Kayıkçioğlu, T., 2016, Using Wigner-Ville distribution in ECG arrhythmia detection for telemedicine applications, Telecommunications and Signal Processing (TSP) 2016, 39th International Conference on IEEE, 409-412.

Akdeniz, F., 2017, Ekg Aritmilerinin Zaman Frekans Esaslı Öznitelikler Kullanılarak Sınıflandırılması, Yüksek Lisans, KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon

ANSI/HL7 V3 RBAC R3. 2016.

http://www.hl7.org/documentcenter/private/standards/v3/HL7_V3_HACC_R3_2016OCT.pdf

Son Erişim Tarihi:10.05.2016.

Arif, M., Malagore, I. A., ve Afsar, F. A.,2012, Detection and localization of myocardial infarction using k-nearest neighbor classifier, Journal of Medical Systems, 36,1 , 279-289.

B5 is the future,

<https://www.bluetooth.com/specifications/bluetooth-core-specification/bluetooth5>,

Son erişim tarihi: 06 Haziran 2017

BioRadio. "The BioRadio Wireless Physiology Monitor". BioRadio homepage.

<https://glneurotech.com/bioradio/bioradio-wireless-physiological-monitor/>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

ChibiOs. "ChibiOs free embedded RTOS". ChibiOs homepage.

<http://www.chibios.org/>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

Dalvi, R. D. F., Zago, G. T., ve Andreão, R. V., 2016, Heartbeat classification system based on neural networks and dimensionality reduction, Research on Biomedical Engineering, 32,4, 318-326.

Doğan, R. Ö., Kayıkçioğlu T. 2016. Remote patient monitoring and Electronic Health Record system based on web services. 24th Signal Processing and Communication Application Conference, 16-19 Mayıs, Zonguldak, 1785-1788.

Doğan, R. Ö., Kayıkçıoğlu T., Yağcı Y. 2017. Real Time Sending and Monitoring Electronic Health Records. 25th Signal Processing and Communication Application Conference, 15-18 Mayıs, Antalya.

Doğan, R. Ö., Kayıkçıoğlu T., Yağcı, Y. ve Yıldırım, Ö. (2017). Elektronik Sağlık Kayıtlarının WCF Web Servisleri Kullanılarak Aktarılması ve Depolanması. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, DOI: 10.19113/sdufbed.12506 - Online Yayınlanma: 09.06. 2017.

Getqardio. "Smart Wearable ECG EKG Monitor". Getqardio Web Sayfası
<https://www.getqardio.com/qardiocore-wearable-ecg-ekg-monitor-iphone/>
Son erişim tarihi: 25 Haziran 2017

Goletsis, Y., Papaloukas, C., Fotiadis, D. I., Likas, A., ve Michalis, L. K., 2004, Automated ischemic beat classification using genetic algorithms and multicriteria decision analysis, IEEE transactions on Biomedical Engineering, 51,10, 1717-1725.

Haseena, H. H., Joseph, P. K., ve Mathew, A. T., 2011, Classification of arrhythmia using hybrid networks, Journal of medical systems 35,6, 1617-1630.

IEEE. 2012. 802.15.6-2012 - IEEE Standard for Local and metropolitan area networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks
<http://ieeexplore.ieee.org/document/6161600/>

Kayıkçıoğlu, İ., Akdeniz, F., ve Kayıkçıoğlu, T., 2016, Wigner-Ville distribution based ECG arrhythmia detection for telemedicine applications, Signal Processing and Communication Application Conference (SIU) 2016 24th IEEE, 2045-2048.

Kayıkçıoğlu, İ., Akdeniz, F., Kayıkçıoğlu, T., ve Kaya, İ., 2017, Real-Time Monitoring of ST Change for Telemedicine, CMBEBIH 2017 Springer, Singapore, 671-677.

Kayıkçıoğlu, İ. 2017, Kalp Krizinin Erken Teşhisi İçin EKG'deki ST Segmenti Değişimlerinin Zaman-Frekans Dönüşümleriyle Tespiti

Khazraee, M.2013 "A novel hardware implementation for joint heart rate, respiration rate, and gait analysis applied to body area networks." Circuits and Systems (ISCAS), 2013 IEEE International Symposium on. IEEE.



Liu J. Xie F. Zhou Y. Zou Q. ve Wu J. 2013, A Wearable Health Monitoring System With Multi-Parameters, 2013 6th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics Hangzhou, pp. 332-336.

Liu, B., Liu, J., Wang, G., Huang, K., Li, F., Zheng, Y., ve Zhou, F., A, 2015, novel electrocardiogram parameterization algorithm and its application in myocardial infarction detection, Computers in Biology and Medicine, 61, 178-184.

LifeSync. "Disposable and Radiolucent Wireless ECG by LifeSync". LifeSync Homepage. <http://lifesynccorp.com/>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

Maxim Integrated. "Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health" <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

Son erişim tarihi: 25 Mayıs 2017

Microchip. "AT86RF233 – Wireless Modules". microchip.com <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/AT86RF233>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

Öztürk M.A., Tamer U. Yılmaz A.Ö., Özdemir T., Kaya İ., "Diversity Performance of Microstrip Patch Antennas Placed on Human Body at ISM and MBAN Frequencies", Proceedings of the International Conference on Medical and Biological Engineering 2017, CMNEBIH 2017, Bosna, pp. 666-670

Paradiso, R. 2008, Remote Health Monitoring With Wearable Non-Invasive Mobile System: The Healthwear Project., Engineering in Medicine and Biology Society

Park, J., Pedrycz, W., ve Jeon, M., 2012, Ischemia episode detection in ECG using kernel density estimation, support vector machine and feature selection, Biomedical Engineering Online, 11,1, 30.

Park, J., Kang, M., Gao, J., Kim, Y., ve Kang, K., 2017, Cascade Classification with Adaptive Feature Extraction for Arrhythmia Detection, Journal of medical systems, 41,1, 11.

Rai, H. M., Trivedi, A., ve Shukla, S., 2013, ECG signal processing for abnormalities detection using multi-resolution wavelet transform and Artificial Neural Network classifier, Measurement, 46,9, 3238-3246.

Şişman, C. 2017, Kablosuz IEEE 802.15.6 Haberleşmesi ile EKG ve Solunum Takibi Sistemi, Yüksek Lisans Tezi, KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon.

Smrdel, A., ve Jager, F., 2004, Automated detection of transient ST-segment episodes in 24h electrocardiograms, Medical and Biological Engineering and Computing, 42,3, 303-311.

ST Microelectronics. "STM32F407/STM32F417 ST Microelectronics". st.com

www.st.com/en/microcontrollers/stm32f407-417.html

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

ST Microelectronics. "Ultra low drop-low noise BiCMOS voltage regulators low ESR capacitors compatible". st.com

<http://www.st.com/en/power-management/ld3985.html>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

Texas Instruments. "ADS129x Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (Rev. K)"

<http://www.ti.com/product/ADS1294/datasheet>

Son erişim tarihi: 30 Haziran 2017

Texas Instruments. "Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements (Rev. B)"

<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1292.pdf>

Son erişim tarihi: 25 Haziran 2017

Texas Instruments. "AFE4490 Integrated Analog Front-End for Pulse Oximeters (Rev. H)"

<http://www.ti.com/product/AFE4490/datasheet>

Son erişim tarihi: 25 Mayıs 2017

Tsipouras, MG. Fotiadis, DI. 2004, Automatic arrhythmia detection based on time and time frequency analysis of heart rate variability, Comp Meth Prog Biomed 74,2, 95-108.



Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı.2014.
<http://dijitalhastane.saglik.gov.tr/TR,4858/emramhakkinda.html>
Son Erişim Tarihi: 10.03.2016.

World Health Organization. 2006. <http://www.wpro.who.int/publications/docs/EHRmanual.pdf>
Son Erişim Tarihi: 21.01.2017.

Yıldırım, Ö., Doğan, R. Ö., Kaya, İ., ve Kayıkçıoğlu, T. (2016, October). Health-monitoring system based tele-tip for elders. In Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO), 2016 (pp. 1-4). IEEE.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Doç. Dr. İSMAİL KAYA
Proje No:	114E452
Proje Başlığı:	Kablosuz Vücut Algılayıcı Ağları Ve Uzaktan Hasta Takip Sistemi
Proje Türü:	1003 - Öncelikli Alanlar (2. Aşama)
Proje Süresi:	24
Araştırmacılar:	TEMEL KAYIKÇIOĞLU, ALİ ÖZGÜR YILMAZ
Danışmanlar:	MUSTAFA GÖKÇE, TAYFUN ÖZDEMİR (Yurt Dışı)
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	KARADENİZ TEKNİK Ü. MÜHENDİSLİK F. ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	01/01/2015 - 01/07/2017
Onaylanan Bütçe:	571355.0
Harcanan Bütçe:	453026.57
Öz:	<p>Bu projede, kalp yetmezliği, yüksek tansiyon, diyabet ve kronik obstrüktif akciğer hastalığı (KOA) gibi kronik hastalıklara sahip hastaların uzaktan izlenmesi için günümüz bilgi ve mobil iletişim teknolojilerini kullanan bir teletıp sisteminin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın başlangıcını 2010 yılında dünya sağlık örgütü (WHO) nun tele-tıp alanında gereksinim duyduğu araştırmalar ve aynı yıllarda Eric TOPOL un yaptığı bir dizi konferans ve kitap yayınları oluşturmuştur. Ancak son yıllarda bu alanda yapılan yayınlar, konferanslar ve endüstriyel girişimler öyle artmıştır ki; yaptığımız çalışmanın öneminden çok endüstriyel yeterliliğimizin ve akademik girişimlerimizin gölgelenmemesi endişesi ile proje tamamlanmıştır.</p> <p>Proje içeriğinde Bluetooth ve Zigbee gibi alternatif teknolojilerde karşılaşılan güç tüketimi ve girişim problemlerinin üstesinden gelebilecek IEEE 802.15.6 radyosu yazılım ve donanımıyla birlikte gerçekleştirilmiştir. Söz konusu standart 2.36 ile 2.4 GHz arasında 600 kHz lik kanallarda sadece sağlık verilerinin aktarılacağı haberleşme kanallarını öngörmektedir. IEEE 802.15.6 standardının öngördüğü haberleşmeyi gerçekleştirecek radyo ve uygulamaları destekleyecek yazılımın mevcut olmamasından dolayı projenin önemli bir iş yükünü bu çalışmalar oluşturmuştur. Projeye birlikte uygulamaların gerektirdiği cihazlar arası otomatik haberleşme, ağ kurulumu ve servis tanıma gibi makinadan makinaya haberleşme protokolü de gerçekleştirilmiştir. Projenin hedeflediği kablo eşdeğeri güvenilirlik ve düşük güçlü radyo ihtiyacı önemli ölçüde karşılanmıştır.</p> <p>Projenin diğer iki temel bileşeni insan vücudundan sağlık verisini toplayacak algılayıcılar ve hasta ile sağlık personeli arasında iletişimi sağlayıp, sağlık personeline yardımcı olacak karar destek sistemi yazılımıdır. Algılayıcılar olarak EKG, Solunum, SPO2, tansiyon, vücut ısısı, ağırlık ve ivme ölçüm sensörleri geliştirilmiştir. Karar destek yazılımı iki ana bölümden oluşmaktadır. Bunlardan birincisi ölçülen verilerden alarmların üretilmesidir. Burada daha çok EKG verisinden alarm üretilmesine yoğunlaşmıştır. İkincisi ise, EKG aritmilerinin sınıflandırılması ile oluşturulan karar destek yazılımıdır.</p>
Anahtar Kelimeler:	teletıp, eSağlık, e-ilaç, uzaktan-izleme, IEEE 802.15.6 haberleşmesi, EKG, SPO2, Solunum, Tansiyon
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

Proje Den Yapılan Yayınlar:	<ol style="list-style-type: none">1- Elektronik Sağlık Kayıtlarının WCF Web Servisleri Kullanılarak Aktarılması ve Depolanması (Makale - Diğer Hakemli Makale),2- Vücut Alan Ağlarına Yönelik Düşük Karmaşıklıkta, Kayıpsız Diferansiyel Tabanlı Veri Sıkıştırma Metodu (Bildiri - Ulusal Bildiri - Poster Sunum),3- Tele-Tıp Uygulamaları için Wigner-Ville Dağılım Esaslı EKG Aritmi Belirleme (Bildiri - Ulusal Bildiri - Poster Sunum),4- Wireless Body Area Network Studies for Telemedicine Applications Using IEEE 802.15.6 Standard (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),5- Real-Time Monitoring of ST Change for Telemedicine (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),6- Using Wigner-Ville distribution in ECG arrhythmia detection for telemedicine applications (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),7- Diversity performance of microstrip patch antennas placed on human body at ISM and MBAN frequencies (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),8- BER Performance Comparison of IEEE 802.15.6 and IEEE 802.15.4 on PHY Layer (Bildiri - Uluslararası Bildiri - Sözlü Sunum),9- EKG Aritmilerinin Zaman Frekans Esaslı Özellikler Kullanılarak Sınıflandırılması (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),10- IEEE 802.15.6 standardı ve Kablosuz Vücut Alan Ağı Hableşmeleri (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),11- Kalp Aritmilerinin Çift Dalga Boylu PPG sinyalleri Kullanılarak Belirlenmesi (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),12- Kablosuz IEEE 802.15.6 Haberleşmesi ile EKG ve Solunum Takip Sistemi (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),13- IEEE 802.15.4 ve IEEE 802.15.6 Standartlarında BER Başarımlarının Karşılaştırması (Bildiri - Ulusal Bildiri - Sözlü Sunum),14- IEEE 802.15.4 ve IEEE 802.15.6 Standartlarında BER Başarımlarının Karşılaştırması (Tez (Araştırmacı Yetiştirilmesi) - Yüksek Lisans Tezi),
-----------------------------	---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------