

**GIYİLEBİLİR BİR EKG SİSTEMİNDE UZAKTAN SİNYALİN
ALGILANMASI VE İŞLENMESİ**

OSMAN ÖZKARACA

**DOKTORA TEZİ
ELEKTRONİK - BİLGİSAYAR EĞİTİMİ**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2013

ANKARA

Osman Özkaraca tarafından hazırlanan GİYİLEBİLİR BİR EKG SİSTEMİNDE
UZAKTAN SİNYALİN ALGILANMASI VE İŞLENMESİ adlı bu tezin Doktora
tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.



Prof. Dr. İnan GÜLER

Tez Yöneticisi

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Elektronik ve Bilgisayar
Eğitimi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: : Prof. Dr. Ömer Faruk BAY



Üye : Prof. Dr. İnan GÜLER



Üye : Doç. Dr. Aydın ÇETİN



Üye : Doç. Dr. Murat YÜCEL



Üye : Yrd. Doç. Dr. Ergün TAŞARKUYU



Tarih : 31/05/2013

Bu tez, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygundur.

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.



Osman ÖZKARACA

GIYİLEBİLİR BİR EKG SİSTEMİNDE UZAKTAN SİNYALİN ALGILANMASI VE İŞLENMESİ

(Doktora Tezi)

Osman ÖZKARACA

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ**

Haziran 2013

ÖZET

İnsan sağlığı açısından ve kronik hastaların sürekli takibi için elektrokardiyografi (EKG) işaretlerinin doğru olarak algılanması ve izlenmesi büyük önem taşımaktadır. Son yıllarda, giyilebilir sistemler üzerine birçok çalışma yapılmaktadır. Bu tezde, giyilebilir bir EKG ile birlikte gerçek zamanlı sinyal işleme ve izleme sistemi geliştirilmiştir. Sistemde, çok farklı bir amaç için nano teknolojiler kullanılarak üretilmiş iletken tekstil kumaş elektrot olarak kullanılmıştır. Bu elektrotların tek kullanımlık Ag-AgCl elektrotlara göre kullanılabilirliği ve performansları değerlendirilmiştir. Gerçekleştirilen sistemle tekstil elektrotlar ve Ag-AgCl elektrotlarla alınan EKG işaretlerinin R-R aralıkları kıyaslandığında, tekstil elektrotların yaklaşık % 25,23 daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. Tekstil elektrotlar, EKG düğümü ile birlikte korse şeklinde bir kıyafet üzerine monte edilmiştir. EKG düğümü, mobil cihazlarla bluetooth üzerinden haberleşebilen yapıda, düşük güç sarfiyatlı ve mikroişlemci tabanlı olarak tasarlanmıştır. Bu EKG düğümü iletişim anında yaklaşık 35 mA harcamaktadır. Gerçekleştirilen bu sistem ile yapılan deneyler sonucunda direnci neredeyse sıfıra yakın olan iletken kumaşın, EKG'yi çok iyi algılamasına karşın, çevresel ya da fizyolojik gürültüleri de çok iyi algıladığı görülmüştür. Bu nedenle böyle bir sistemde EKG işaretlerinin teşhis ve takibini zorlaştıran farklı artefaktların temizlenmesi için Android tabanlı sistemlerde çalışabilecek, gerçek zamanlı bir yazılım gerçekleştirilmiştir. Bu yazılımda tam

olarak modellenemeyen EMG ve hareket artefaktları gibi rastsal gürültülerin temizlenmesi için genişletilmiş Kalman süzgeci kullanılmıştır. Önerilen gerçek zamanlı bu yazılım, MIT-BIH veri tabındaki EKG kayıtları kullanılarak, diğer yöntemlerle sinyal-gürültü oranı (SGO) açısından karşılaştırılmıştır. Daha sonra farklı büyüklükteki EMG gürültüleri üzerinden elde edilen MSE, PRD, SGO parametreleri ile değerlendirilmiştir. MIT-BIH veri tabanından 111, 113, 115, 121, 122 no'lu kayıtların üzerine, girişte $SGO = 5$ dB olacak şekilde EMG gürültüsü eklenmiştir. Gerçekleştirilen yazılım ile temizlenen EKG işaretlerinden elde edilen SGO sonuçları, sırasıyla 9.0348, 8.367, 7.67, 8.73, 8.72 dir. Aynı veri kümesine $SGO = 10$ dB olacak şekilde EMG gürültüsü eklenmiştir. Bu koşullar altında ise gerçekleştirilen algoritmadan elde edilen sinyal-gürültü oranları sırasıyla 10.65, 10.64, 8.95, 10.19, 10.18 olmuştur.

Yapılan tez çalışmasında UDP, TCP ve WebSoket iletişim protokolleri denenmiştir. Bu iletişim protokollerinden UDP, EKG işaretinin doktora en hızlı aktarımını sağlayan yöntem olmuştur. Tez çalışmasında ayrıca sunucu üzerinden erişimin yanında, doktorun hastaya doğrudan erişim yapabileceği bir yöntemde kullanılmıştır. Gerçekleştirilen sistem, gerçek zamanlı olarak uzun süreli takiplerde kullanılacağından, insanın günlük yaşam içerisindeki durumları düşünülerek, “Ayakta”, “Bilgisayar Başında”, “Yatarken” ve “Merdiven Çıkarken” çalışması izlenmiştir. Elde edilen sonuçlar göstermektedir ki önerilen tekstil elektrot ve giyilebilir sistem, uzun süreli EKG izlemeleri için oldukça uygundur. Bu tip sistemler biyomedikal cihaz teknolojileri arasında oldukça ergonomik çözümler sunacaktır. Ayrıca, sporcularda uzun süreli takip gerektiren hastalarda, uyku apnesi sendromu gibi rahatsızlıklarda ve ne zaman çıkacağı tahmin edilemeyen ritim bozukluklarının teşhisinde bu tip sistemlerin kullanılabileceği öngörülmektedir.

Bilim Kodu : 702.1.021
Anahtar Kelime : giyilebilir sistemler, tekstil elektrotlar, EKG, Kalman süzgeci
Sayfa Adedi : 96
Tez Yöneticisi : Prof. Dr. İnan GÜLER

**REMOTE SIGNAL DETECTION AND PROCESSING IN A WEARABLE
ECG SYSTEMS**

(PhD Thesis)

Osman ÖZKARACA

**GAZİ UNIVERSITY
INFORMATICS INSTITUTE**

June 2013

ABSTRACT

The comprehension and correct monitoring of the electrocardiogram (ECG) signals are very important for the human health and continuous monitoring of chronically ill patients. For this purpose, there are several ongoing and completed studies on wearable monitoring systems. In this thesis, a wearable ECG system with real time signal processing and monitoring features was developed. The system, a conductive textile fabric produced by using nanotechnologies for very different purposes was used as electrodes. The usability and performances of conductive textile electrodes evaluated with disposable Ag-AgCl electrodes in R-R intervals of ECG signals. Textile electrodes gave approximately % 25,23 better results compared to Ag-AgCl electrodes. Textile electrodes were fixed to a wearable cloth that was designed in the form of corset together with ECG node. The designed ECG node is low power consumption microprocessor based and communicates over Bluetooth. ECG node spends approximately 35 mA at the time of communication. It has been observed in experiments performed with the system that, although the conductive fabric whose resistance is close to almost zero and sensing ECG very well, that it also identified environmental or physiological noises were detected. Therefore, a real time system that is compatible with in Android based systems was designed to clean different artifacts that makes the detection and follow-up

of ECG signals difficult. The extended Kalman filter was used to remove the random noises such as EMG that was not able to be modeled exactly and motion artifacts. This suggested real-time software was compared with other methods in terms of signal-to-noise ratio (SNR) by using EMG recordings in MIT-BIH database. Then, it was evaluated with MSE, PRD, SNR parameters obtained from different sizes of EMG noises. On the recordings numbered 111, 113, 115, 121, 122 from MIT-BIH database, EMG noise was added in the form of SNR = 5 dB at the beginning. The SNR results obtained from ECG signs are respectively, 9.0348, 8.367, 7.67, 8.73, 8.72. EMG noise was added to the same data set in the form of SNR = 10 dB. The SNRs obtained from the algorithm under these conditions are respectively 10.65, 10.64, 8.95, 10.19, 18.10. In this thesis, UDP, TCP and Web Socket communication protocols have been tested. UDP has been the fastest method for the ECG signal transferring from the patient to the doctor. At the same time, a method is proposed for direct access to the patient by the doctor. Since the system will be used in the long-term follow-up as real-time, by considering the daily life situations of people, their working by "standing", "being on the computer", "lying" and "going up the stairs" were monitored. The obtained results show that proposed textile electrode and wearable system are suitable for long-term ECG monitoring. This type of systems will submit highly ergonomic solutions among biomedical device technologies. In addition, for athletes, for the patients who require long-term follow-up and for the disorders such as sleep apnea and the diagnosis of arrhythmias that is ambiguous about when it will come out, the usage of such kind of systems is foreseen.

Science Code	: 702.1.021
Key Words	: wearable systems, textile electrodes, ECG, Kalman filters
Page Number	: 96
Adviser	: Prof. Dr. İnan GÜLER

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren Danışmanım Prof. Dr. İnan Güler'e, yine desteklerini esirgemeyen değerli öğretim üyeleri Doç. Dr. Aydın Çetin'e ve Yrd. Doç. Dr. Ergün Taşarkuyu'ya kıymetli tecrübelerinden faydalandığım Çağlar Akyüz'e, manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan iş arkadaşlarıma, aileme ve değerli eşime teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ	1
1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi	4
1.2. Yapılan Çalışmaların Gelişimi	8
2. MALZEME VE YÖNTEM	14
2.1. Giyilebilir Sistemler ve Tekstil Elektrotlar	14
2.2. Elektrokardiyografi (EKG).....	17
2.3. Kalman Süzgeçler.....	21
2.3.1. Genişletilmiş Kalman süzgeçler.....	25
2.4. Yapay EKG Modeli.....	27
3. SİSTEM TASARIMI	30
3.1. Kullanılan İletken Tekstil ve Giyilebilir Sistemin Tasarımı	30
3.2. Önerilen Tekstil Elektrot	30
3.3. EKG Veri Toplama Kartı	32
3.4. Gerçek zamanlı EKG Veri Transferi.....	38
3.5. Gerçekleştirilen PDA Yazılımı.....	43

3.6.	Gerçek Zamanlı Sinyal İşleme	45
3.7.	Gerçek Zamanlı Genişletilmiş Kalman Süzgeci.....	46
3.8.	Gerçekleştirilen Hasta Takip Programı	58
4.	GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMİN PERFORMANS TESTLERİ	64
4.1.	Tekstil Elektrotun Analizi	64
4.2.	Gerçek Zamanlı Kalman Süzgecinin Performans Analizi.....	69
4.3.	Tekstil Elektrotlarının Günlük Kullanım Testleri	72
5.	SONUÇ VE ÖNERİLER	81
	KAYNAKÇA.....	86
	ÖZGEÇMİŞ	94

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. Giyilebilir sistemin bazı kullanım alanları	2
Şekil 1.2. Gerçekleştirilen sistemin genel yapısı.....	5
Şekil 1.3. Sistemin blok diyagramı.....	6
Şekil 1.4. EKG sinyalindeki gürültüler: (a) 50 Hz şebeke hattı gürültüsü (b) Taban hattı kayması, (c) EMG, (d) Hareket artefaktları	7
Şekil 1.5. QRS kompleksinin, P ve T dalgalarının, kas gürültüsü ve hareket artefaktlarının göreceli güç spektrumu	8
Şekil 2.1. Deri - elektrot ara yüzünün eşdeğer elektrik devresi (a) standart bir elektrot (b) Tekstil Elektrot.....	15
Şekil 2.2. Akıllı Gömlek Sistemi: Kullanıcı gereksinimleri analizi	17
Şekil 2.3. Kalbin yapısı.....	18
Şekil 2.4. Elektrokardiyogramın oluşma evreleri.....	19
Şekil 2.5. Nominal EKG parametreleri.....	20
Şekil 2.6. (a) Bipolar ekstremite derivasyonları (b) Unipolar ekstremite derivasyonları (c) Göğüs derivasyonları.....	21
Şekil 2.7. Kalman Süzgeci Döngüsü	24
Şekil 2.8. Genişletilmiş Kalman Süzgecinin hesaplama döngüsü.....	27
Şekil 2.9. (a) x, y, z verilerek 3 Boyutlu uzayda oluşturulan dinamik EKG modelinin yörüngesi (b) Üretilen tipik EKG ve faz işareti.....	29
Şekil 3.1. (a) Ana kart (b) EKG yükseltecinin blok şeması	33
Şekil 3.2. ADS1298 Entegresinin kullanılarak gerçekleştirilen tasarımın bağlantı şeması	35
Şekil 3.3. Tasarlanan ana kart üzerindeki devre elemanları ve bacak bağlantıları.....	36
Şekil 3.4. Veri akış diyagramı	39

Şekil 3.5. EKG düğümündeki veri akış algoritması	39
Şekil 3.6. Uygulamadaki SPI veri paketi	40
Şekil 3.7. Uygulamadaki ADS1298 için SPI veri yolu.....	41
Şekil 3.8. DRDY ile veri alımı	41
Şekil 3.9. Kullanılan bluetooth modül ve veri paketi yapısı	42
Şekil 3.10. Gerçekleştirilen sistemdeki (a) Bluetooth protokolü (b) Android yazılımı	44
Şekil 3.11. Android veri paketi.....	45
Şekil 3.12. EKG temizlenmesi için uygulanan Genişletilmiş Kalman süzgecinin blok diyagramı.....	47
Şekil 3.13. (a) DC ofsetli ham EKG sinyali (b) DC ofset atılmış ham EKG verisi ...	48
Şekil 3.14. (a) Alçak geçiren süzgecin çıkışı (b) Yüksek geçiren süzgecin çıkışı	50
Şekil 3.15. Eş. 2.10'daki EKG model parametrelerinin tespiti	51
Şekil 3.16. (a) R. Sameni ve arkadaşlarının oluşturduğu sentetik EKG yörüngesi (b) Eş. 2.10'dan oluşturulan sentetik EKG'nin yörüngesi.....	54
Şekil 3.17. Gürültülü bir EKG'deki ortalama ve standart sapma çubuğu	54
Şekil 3.18. Ham EKG verisi ile GKS çıkışı	55
Şekil 3.19. (a) Ham EKG verisi (b) GKS çıkışı (c) Temizlenen gürültü.....	56
Şekil 3.20. Sunucu - İstemci yapısı	61
Şekil 3.21. Analiz penceresi	63
Şekil 4.1. Tekstil ve Ag-AgCl elektrotların karşılaştırılması.....	68
Şekil 4.2. Gerçek zamanda SGO ölçme düzeni.....	73
Şekil 4.3. Tasarlanan kıyafetin rahatlık testleri	73
Şekil 4.4. Farklı parametrelere göre SGO	79
Şekil 4.5. Farklı parametrelere göre sinyal işleme zamanı	80

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. a) Gümüş kaplanmış (b) Değişik tip de tekstil elektrot modelleri	16
Resim 3.1. (a) Faraday kafesi (b) Elektromanyetik korumalı giysi.....	30
Resim 3.2. (a) Tek kullanımlık elektrot (b) Tekstil elektrot örneği (c) Önerilen tekstil elektrot	31
Resim 3.3. Tasarlanan giyilebilir sistem (a) Önden görünüm (b) İç bölme (c) Giyilmiş şekli	32
Resim 3.4. EKG düğümünün son halı	37
Resim 3.5. (a) Süzgeç belirleme ekranı (b) Cep telefonundaki ham EKG verisi.....	57
Resim 3.6. Gerçek zamanlı Genişletilmiş Kalman filtresinin çıkışı.....	58
Resim 3.7. Hasta takip programı	59
Resim 3.8. Hasta ekranı	60
Resim 4.1. Tekstil elektrotun GC-MS analiz ekranı.....	65
Resim 4.2. Tekstil elektrot kullanılarak Biopac deney seti donanımı ve yazılımı ile elde edilen EKG işareti.....	65
Resim 4.3. Ticari tek kullanımlık elektrot kullanılarak Biopac donanımı ve yazılımı ile elde edilen EKG işareti	66
Resim 4.4. Endüstriyel EKG cihazında yürürken (a) Önerilen tekstil elektrotla (b) Tek kullanımlık elektrot ile çekilen EKG işareti.....	66
Resim 4.5. (a) Tek kullanımlık elektrotun sökülmesi (b) Tek kullanımlık elektrotun yeri (c) Tekstil elektrotun yeri	68
Resim 4.6. Hastanın ayakta algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG'si (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu	75

- Resim 4.7. Hastanın bilgisayar başında algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu76
- Resim 4.8. Hastanın yatariken algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG'si (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu77
- Resim 4.9. Hasta merdiven çıkarken algılanan (a) Ham EKG (b) Temizlenmiş EKG (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu78

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1. Biyolojik işaretlerin sınıflandırılması.....	3
Çizelge 1.2. Kaynaklandığı yere göre artefakt tipleri.....	4
Çizelge 1.3. Gerçekleştirilen giyilebilir sistem projeleri	10
Çizelge 2.1. Sistem modeli parametreleri	24
Çizelge 2.2. Ölçüm modeli parametreleri	25
Çizelge 2.3. Eş. 2.10'daki sentetik EKG model parametreleri.....	28
Çizelge 3.1. Tasarlanan EKG düğümünün özellikleri	32
Çizelge 3.2. Kullanılan elemanların elektriksel özellikleri.....	38
Çizelge 3.3. Örnek parametre verileri.....	52
Çizelge 4.1. Farklı çalışmalar ve gerçekleştirilen yöntem için SGO için deneysel sonuçlar	70
Çizelge 4.2. Gerçekleştirilen gürültü temizleme algoritmasının farklı gürültülere karşı OKH, OKF ve SGO değerleri	71
Çizelge 4.3. Gerçekleştirilen sistemin yürüyüş bandındaki deneyleri.....	72

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Kısaltmalar	Açıklama
3G	3. Generation (3. Nesil)
A	Aktivite
ADC	Analog-Digital Converter (Analog – Sayısal Çevirici)
AV	Atrioventriküler
BP	Blood Pressure (Kan Basıncı),
DSP	Digital Signal Processing (Sayısal Sinyal İşleme)
EEG	Elektroansefalografi
EGG	Electrogastrogram
EKG	Elektrokardiyografi
ELF	Extremely Low Frequency (Aşırı Düşük Frekans)
EMD	Empirical Mode Decomposition (Ampirik Mod Ayrıştırma)
EMG	Elektromiyografi
ENG	Elektronörografi
EOG	Elektrookülografi
FFT	Fast Fourier Transforms (Hızlı Fourier Dönüşümü)
GC-MS	Gas Chromatography – Mass Spectrometry (Gaz Kromatografisi ve Kütle Spektrometresi)
GGKS	Gerçek Zamanlı Genişletilmiş Kalman Süzgeci
GKS	Genişletilmiş Kalman Süzgeci
ICA	Independent Component Analysis (Bağımsız Bileşen Analizi)
LSB	En az Anlamlı Bit (Least Significant Bit)
MABWT	Multi Adaptive Bionic Wavelet Transform
OKF	Ortalama Yüzde Karesel Fark
OKH	Ortalama Karesel Hata
PCA	Principal Component Analysis(Temel Bileşen Analizi)

PDA	Personal Digital Assistant(Kişisel Sayısal Asistan)
PRD	Percent Root Mean Square Difference (Ortalama Yüzde Karesel Fark)
R	Respiration (Solunum)
RFI/EMI	Radio Frequency Interference/Electromagnetic Interference (Radyo Frekans Girişim/Elektromanyetik Girişim)
SA	Sinoatrial Düğüm
SaO₂	Oksijen Saturasyonu
SaB	Sağ Bacak
SaK	Sağ Kol
SGO	Sinyal-Gürültü oranı
SMD	Surface - Mount Device (Yüzey Montaj Elemanları)
SNR	Signal Noise Ratio (Sinyal – Gürültü Oranı)
SoB	Sol Bacak
SoK	Sol Kol
T	Temperature (Sıcaklık),
TCP	Transmission Control Protocol (İletim kontrol protokolü)
UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter (Evrensel Asenkron Alıcı / Verici)
UDP	User Datagram Protocol (Kullanıcı Veri Bloğu İletişim Protokolü)
VLF	Very Low Frequency (Çok Düşük Frekans)
Wi-Fi	Wireless Fidelity (Kablosuz Bağlantı)
YME	Yüzey Montaj Elemanları
YSA	Yapay Sinir Ağları

1. GİRİŞ

Büyüyen, gelişen ve sınırların kalktığı dünyamızda, bilim ve teknoloji, insanoğlunun hayatını kolaylaştırma adına birçok yenilikleri ortaya çıkarmaktadır. İnsan adına geliştirilmiş olan bu yeniliklerin temelinde, insan hayatının daha kaliteli, sağlıklı ve uzun olması yatmaktadır. Bu amaçla, birçok alanda olduğu gibi sağlık sektöründe de yeni uygulamalar ve buluşlar hayata geçirilmektedir.

Günümüzde, toplumların sağlık hizmetlerine yönelik artan bir beklentisi vardır. Yapılan araştırmalar neticesinde 2050 yılında Avrupa nüfusunun %40'ının 65 yaş üzerinde olacağı tahmin edilmektedir [1]. Buna karşın, artan nüfusa oranla mevcut sağlık alanındaki fiziki koşullar yetersiz kalmaktadır. Hastanelerde, polikliniklerde ve sağlık kurumlarında çoğu zaman yüksek yoğunluk yaşanmaktadır. Ayrıca yetersiz doktor sayısı hastaların tedavilerinde aksamalara ve kesintilere yol açmaktadır.

Yaşanan tüm bu sorunların önüne geçebilmek için son yıllarda yeni arayışlara gidilmiştir. Tele-tıp ve tele-sağlık konuları da bunlardan bazılarıdır. Tele-tıp ve tele-sağlık konuları sağlık sektöründe günümüzün en çok ilgi gören alanların başında gelmektedir. Birbirine çok fazla karıştırılan bu iki terim aslında çok farklı amaçları nitелеmektedir. Son yıllarda hızla gelişmekte olan Tele-tıp, farklı mekânlarda bulunan hasta ve doktorların iletişim teknolojileri ve özel tıbbi donanımlar kullanılarak bir araya getirilmesidir. Tele-sağlık ise daha çok iletişim teknolojileri kullanılarak toplumun yâda belirli bir hasta grubunun sağlık bilincinin ve korunma önlemlerinin arttırıldığı alandır. Kısaca tele-tıp, tele-sağlık hizmetlerinin klinik uygulamalarını ve daha çok tedavi ile hasta takibini içerir [2]. Örneğin farklı bir ülkedeki doktor rahatlıkla Türkiye'deki bir hasta için konsültasyonda bulunabilmektedir.

Özellikle kronik hastaların ve uzun süreli takip gerektiren şikâyetlerde tele-tıp uygulamaları oldukça iyi sonuçlar vermektedir. Literatürde, "Home-Care" olarak ifade edilen evde bakım uygulamaları, tele-tıp'ın içinde her yaştan insanın hastane ortamından uzak, sosyal yaşamları içinde sağlık durumlarının izlenmesini ve

tedavisini sağlamaktadır. Bunun için hastaların fizyolojik değerlerinin algılanması, iletilmesi ve takip edilmesi gerekmektedir. Bu noktada giyilebilir sistemler, evde bakım uygulamaları için önem kazanmıştır. Çünkü hastalığın takibinde veya teşhisinde bu parametrelerin mekândan bağımsız olarak, doğru ve sürekli algılanabilmesi evde bakım uygulamalarının başarısını etkileyecek olan en önemli etkidir.

Başarılı bir ürünün ortaya çıkması, farklı disiplinlerin bir araya gelerek, aynı amaca odaklanması ile mümkün olabilmektedir. Giyilebilir sistemin tasarım süreci tekstil, moda, elektronik ve yazılım gibi birçok alanı kapsamaktadır. Araştırmacılar, bilim adamları ve ticari kuruluşlar giyilebilir sistemleri sadece sağlık alanında kullanmamışlardır. Eğlence, spor, ilk yardım gibi çok farklı amaçlara hizmet eden ürünlerde geliştirilmektedir. Şekil 1.1’de giyilebilir sistemlerin değişik kullanım yerleri görülmektedir.



Şekil 1.1. Giyilebilir sistemin bazı kullanım alanları

Hangi amaç için olursa olsun, herhangi bir giyilebilir sistemin temelinde, insana ait parametrelerin algılayıcılar vasıtası ile algılanması ve dönüştürülmesi bulunmaktadır.

Biyolojik işaretler giyilebilir sistemlerde yaygın olarak kullanılan parametrelerdir. Değişik şekillerde sınıflandırılabilen bu işaretlerin genel bir gruplandırılması Çizelge 1.1’de görülmektedir. Bu çizelgede kullanılan EKG elektrokardiyografi’yi, EEG elektroensefalografi’yi, EMG Elektromiyografi’yi, EOG elektrookülografi’yi, MEG manyetoensefalografi’yi ve ENG elektronörografi’yi ifade etmektedir.

Çizelge 1.1. Biyolojik işaretlerin sınıflandırılması [3]

İşaretin Yapısı	Parametreler	Örnek işaretleri
Elektriksel	Gerilim, akım, direnç, kapasite, Endüktans	EKG, EEG, EMG, EOG, ENG
Mekaniksel	Hız, İvme, Kuvvet, Basınç, Debi, vs	Kan Basıncı, Nabız Hızı
Termal	Sıcaklık, Isı Akışı, İletim, vb	Vücut temel ısısı, Cilt ısısı
Optik	Görünür ışık, Kızılötesi radyo dalgaları, vb	SpO ₂ , Fotopletismografi
Manyetik	Manyetik akı, Alan şiddeti, vb	MEG,
Kimyasal	Kimyasal bileşim, pH	Glikoz, Kolesterol,

Çalışmada kullanılan EKG, kalp kasının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere, kalpte meydana gelen elektrik faaliyetini gösteren insan hayatı için en önemli göstergelerdendir. İnsan, yaşam döngüsünde farklı etkenler ile karşı karşıya kalmaktadır. Kalp bu durumların birçoğundan etkilenmektedir. Dolayısı ile kalp sağlığının takibi insan sağlığının da takibi anlamına gelmektedir.

Genel olarak biyolojik işaretler, birçok nedenden dolayı gürültü alabilen sinyallerdir. EKG işareti de düşük genlikli ve hassas bir işaret olmasından dolayı, takipte ve teşhiste bazı problemler yaşanmaktadır. Örneğin, başka bir hastalık için anlamlı olabilecek işaret, EKG sisteminde EKG işareti için gürültü olarak kabul edilmektedir. Literatürde bir işaretin teşhis ve izlenmesini engelleyen ve işareti bozan her türlü etki “Artefakt” olarak ifade edilmektedir [4].

Artefaktlar genel olarak, fizyolojik ve fizyolojik olmayan artefaktlar olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Fizyolojik artefaktlar, kaydedilmek istenen işaretin dışında, vücutta bulunan başka bir kaynaktan gelen gürültülerdir. Fizyolojik olmayan artefaktlar ise insan anatomisi dışında değişik faktörler tarafından üretilen

gürültülerdir. Çizelge 1.2’de kaynağına göre artefakt tipleri görülmektedir. Bu gürültüler kaynağına veya karakteristiğine göre değişik metotlarla azaltılmaya yâda yok edilmeye çalışılmaktadır.

Çizelge 1.2. Kaynaklandığı yere göre artefakt tipleri [5]

Fizyolojik	Fizyolojik Olmayan
- Göz hareketleri - Ekstra sistoller - Pacemaker - Defibrilatör - Elektromiyografik artefaktlar - Yutma, çiğneme - Terleme - Fizyolojik hareketler	- Enstrümantal artefaktlar - Şebeke Gürültüsü - Manyetik alan, elektrostatik - Elektrot kopması - Gidip gelen temas - Elektrot hareketi - Elektrot yerleşimi - Empedansla ilgili artefaktlar - Radyo frekans artefaktları - DC ofset - Örtüşme (Aliasing) - Topraklama

Yapılan tez çalışmasında da giyilebilir bir sistem ile Elektrokardiyografi (EKG) işaretinin algılanması gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında giyilebilir bir sistemde oluşan bu artefaktların incelenmesi ve yok edilmesi amaçlanmıştır.

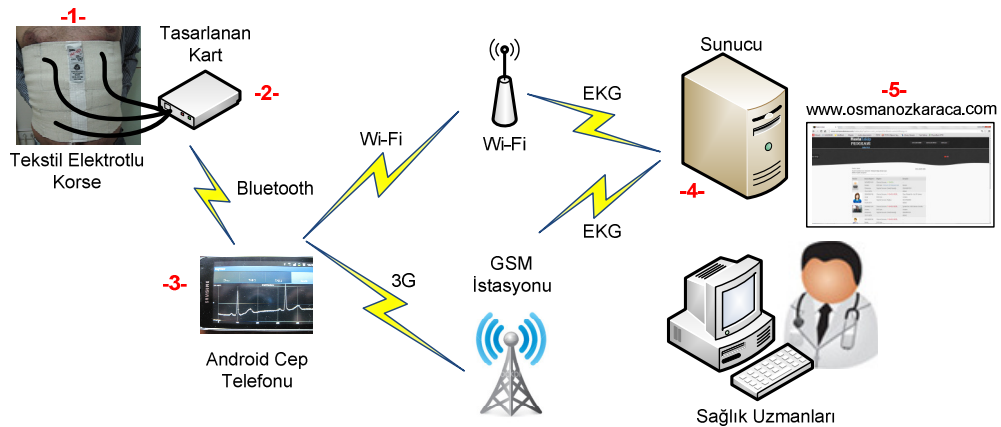
1.1. Çalışmanın Amacı ve Önemi

Kardiyovasküler hastalıklar tüm dünyada başta gelen ölüm nedenlerinden biridir. Türkiye’de kalp hastalıklarına bağlı ölümler, tüm ölümlerin %45’ini oluştururken yılda yaklaşık 160 bin kişi bu nedenle hayatını kaybetmektedir [6]. Kalp hastalıkları içerisinde ise kalp krizi en önemli kalp rahatsızlıklarıdır. Kalp krizi geçiren hastanın donanımlı bir hastaneye getirilmesi için geçen zaman yaklaşık bir ila dört saat arasında değişmektedir [6].

EKG işaretinin, zaman ve mekândan bağımsız olarak izlenmesi, buna bağlı olarak herhangi bir problemle karşılaşıldığı anda hastaya müdahale edilmesi, hastaneye kadar geçecek olan zamanı kısaltacaktır. Bunun yanı sıra, EKG işaretinin uzaktan izlenmesi özellikle ne zaman ortaya çıkacağı bilinmeyen ritim bozukluklarının tipini

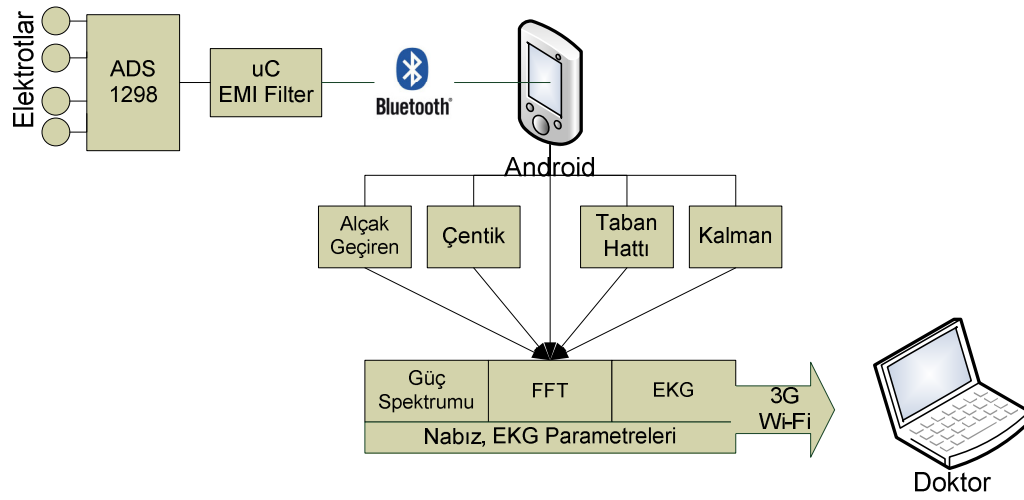
belirlemede de yararlı olacaktır. Uzaktan EKG takibinin bir diğer faydası ise çalışırken, yürüyüş veya spor esnasında, günün belirli saatlerinde ortaya çıkan ağrıların bir damar hastalığına bağlı olup olmadığını belirlemede etkili olmasıdır. 2 milyon koroner kalp hastasının bulunduğu Türkiye’de kalp rahatsızlıklarının uzaktan takibi hem ülke ekonomisine katkıda bulunacak hem de hastaların harcamalarını da azaltacaktır [6]. Bütün bu dolaylı etkilerin oluşması ancak EKG işaretinin uzaktan takibi ile söz konusudur.

Gerçekleştirilen tez çalışmasının amacı, mevcut tak-çıkart elektrotlara alternatif olarak, çok farklı bir amaç için üretilen iletken kumaşı elektrot gibi kullanarak giyilebilir bir EKG sistemi tasarlamaktır. Böylece, insan cildini rahatsız ve tahriş edici tak-çıkart elektrotların yerine nano teknolojilerle üretilen tekstil kumaşların kullanılabilirliğinin test edilmesi hedeflenmiştir [7]. Ayrıca gerçekleştirilen sistemle giyilebilir bir EKG sisteminde oluşabilecek gürültü türleri ve bunların yok edilmesi üzerine donanımsal ve yazılımsal çalışmalar yapılmıştır. Sistemin donanımı tasarlanırken, analog sinyal işlemenin yanında, gelecek çalışmalara zemin oluşturması bakımından sayısal sinyal işlemeye uygun sayısal işlemci (DSP) tabanlı bir alt yapı oluşturulmuştur. Tez çalışmasında bulunan enstrümanlar Şekil 1.2’den görülmektedir.



Şekil 1.2. Gerçekleştirilen sistemin genel yapısı

Şekil 1.2’de 1, 2 ve 3 numaralı bölümler hasta üzerinde olan donanım ve yazılım parçalarıdır. Şekil 1.2’de 4 ve 5 numaralı bölümler ise hastane ve doktora ait yazılım ve donanımsal parçalardır. Şekil 1.2’den de görüldüğü üzere birçok farklı teknoloji ve metot bu uygulama için birleştirilmiştir. Her bölümün içinde ayrı alt yapılar hatta bu alt yapıların içinde de ayrı yapılar mevcuttur. Şekil 1.3’de gerçekleştirilen tez çalışmasının blok diyagramları şeklinde gösterimi verilmiştir.

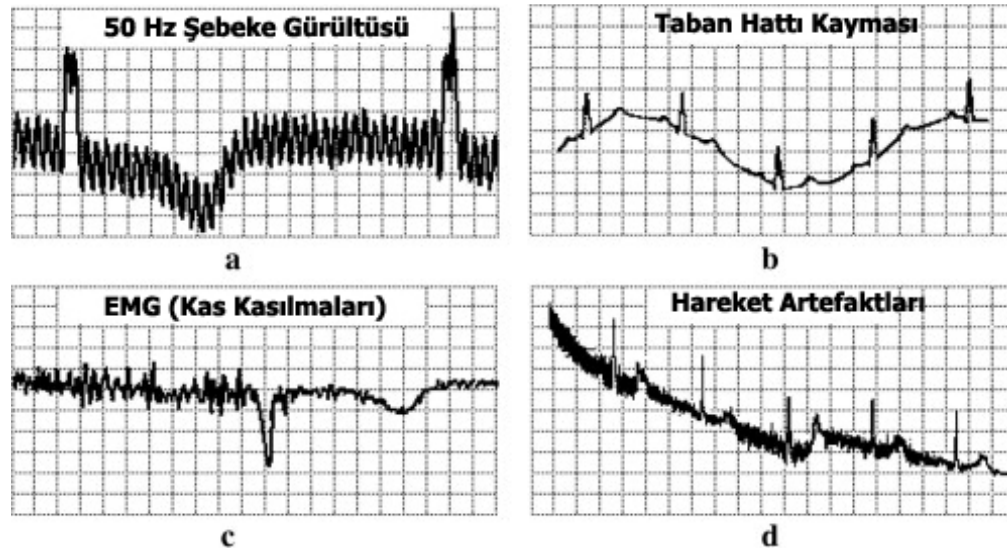


Şekil 1.3. Sistemin blok diyagramı

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, giyilebilir bir sistemde, EKG işaretini olabildiğince temiz elde etmek ve dolayısı ile uzaktan izlemenin performansını ve etkinliğini artırmak hedeflenmiştir. Bu amaçla EKG işaretinin gürültülerden temizlenmesi ve bozucu etkilerden arındırılması büyük önem taşımaktadır. Şekil 1.4’de EKG sinyalindeki gürültüler görülmektedir. Şekil 1.4 (a) ve (b)’deki gibi şebeke gürültüsü ve taban hattı kayması problemleri farklı yöntemler ile yok edilebilmektedir. Fakat aynı şey fizyolojik artefaktlar için her zaman geçerli olmamaktadır.

EKG üzerinden, EMG ve hareket artefaktlarının yok edilebilmesi için öncelikle bu fizyolojik artefaktların iyi bilinmesi gerekmektedir. EMG artefaktları, hastaların kas hareketlerinden dolayı oluşan bozucu etkilerdir. Tüm kas aktiviteleri de aynı kalp kası gibi elektrik sinyali üretirler. Büyük ölçüde EKG sinyaline benzemeyen bu

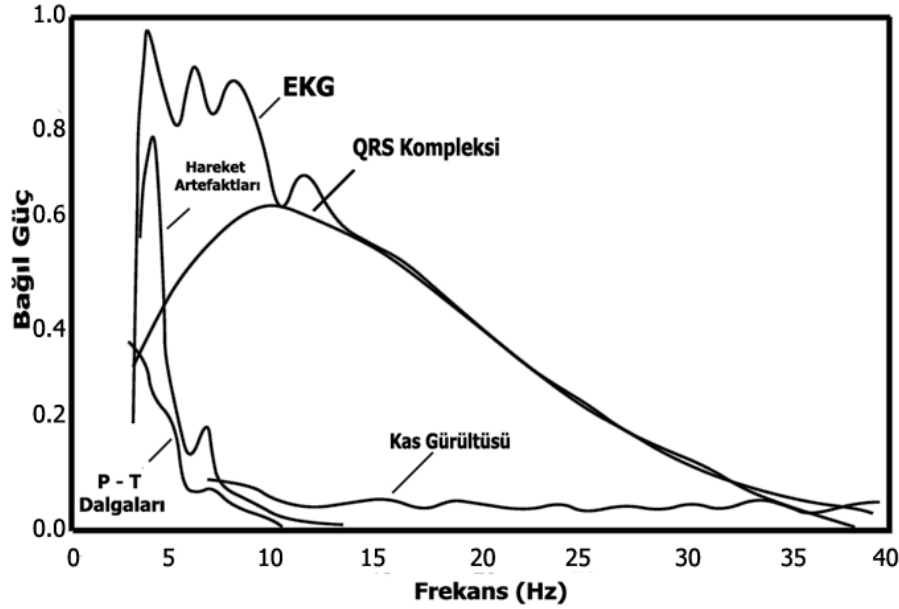
sinyaller EKG sinyalleri ile karışık, benzer frekansta ve daha büyük genlikte vücuttan cilt yüzeyine ulaşmaktadır. Vücut yüzeyinde EMG sinyalinin tepe genliği 0,1-1 mV aralığında değişmekte ve frekans spektrumu 5–500 Hz aralığında yoğunlaşmaktadır [8]. EKG'nin frekans spektrumu da 0-150 Hz arasında kabul edilmektedir. Bu yüzden EMG'nin hem genliği hem de frekans spektrumu EKG ile örtüşmektedir. Ayrıca uzaktan takip edilecek olan hastaların üzerinde her zaman EMG, EKG sinyalinde parazite neden olacaktır. Şekil 1.4 (c)'de bir EKG işaretinin EMG tarafından nasıl bozulduğu açıkça görülebilmektedir.



Şekil 1.4. EKG sinyalindeki gürültüler: (a) 50 Hz şebeke hattı gürültüsü (b) Taban hattı kayması, (c) EMG, (d) Hareket artefaktları [9]

EMG sinyalinin yanı sıra insan cildi de bir elektrik kaynağıdır. Cildin dış tabakasının gerilmesi ile yaklaşık yarım mili volt gerilim üretilmektedir. Bu gerilme, hareket artefaktının birincil kaynağıdır [9]. Epidermis katmanı tarafından üretilen bu sinyaller EKG'yi Şekil 1.4 (d)'ki gibi bozulmaya uğratabilir. Epidermal artefaktlar diğer artefakt tiplerine göre daha sıkıntılıdır. Çünkü bu gerilimlerin genlikleri EKG sinyalinden daha büyük olduğu için hem analog hem de sayısal olarak temizlenmesi zordur. Diğer bir açıdan bu tür gürültüler, Şekil 1.5'de görüldüğü üzere EKG band genişliği ile aynı spektrumda oldukları için temizlemesi oldukça güçtür. Bu alanda yapılmış birçok bilimsel çalışma ve proje olmasına rağmen, arka plandaki gürültü ile

kirlenmiş EKG bileşenlerini tam olarak ayıklamak ve EKG'deki ince özelliklerin tespitinde hala daha eksiklikler vardır.



Şekil 1.5. QRS kompleksinin, P ve T dalgalarının, kas gürültüsü ve hareket artefaktlarının göreceli güç spektrumu [10].

Çalışmanın başından sonuna kadar, teşhis modundaki giyilebilir bir EKG sisteminin üzerinde oluşabilecek artefaktların gerçek zamanlı olarak temizlenmesi ve uzak noktalardan izlenebilmesi amaçlanmıştır. Bu sebeple temel süzgeç yapıları, uyarlanabilir ve Kalman süzgeç yapılarının, sistem üzerinde nasıl cevap verdikleri incelenmiştir. Giyilebilir sistemle elde edilen ölçüm verilerinden, literatürdeki doğrusallaştırılmış EKG yapısı kullanılarak, Kalman süzgeç algoritmasının gerçek zamanlı, rastgele gürültüler karşısında uygulanması bir diğer hedef olarak düşünülmüştür. Bu yöntemle EKG üzerinde, tam olarak modellenemeyen EMG ve hareket artefaktlarının yok edilmesi amaçlanmıştır.

1.2. Yapılan Çalışmaların Gelişimi

Giyilebilir sistemler birçok alanın bir araya getirilerek oluşturulduğu karma bir yapı içermektedir. 1960-1961 yıllarında Claude Shannon ve MIT araştırma ekibinin

ortaklaşa gerçekleştirdiği çalışma, ilk giyilebilir bilgisayar olarak tarihte yerini almıştır. Bir rulet oyununda tahminde bulunmak için tasarlanan analog cihaz, yaklaşık sigara paketi büyüklüğündedir ve %44'lük bir kazanç sağlamıştır [11].

Gerçekleştirilen ilk giyilebilir sistemden günümüze kadar, gelişen teknoloji ve farklı disiplinlerin bu konuya dâhil olması ile güncelliğini daima muhafaza etmiştir. Giyilebilir sistemler hakkında yapılan çalışmalar, algılayıcıların tasarlanması, bunlara giyilebilirlik özelliğinin kazandırılması, algılanan işaretlerin işlenmesi, iletim protokollerinin oluşturulması, sunucu ve veri tabanı uygulamaları şeklinde sıralanabilir.

Günümüzde gelinen noktada, farklı amaçlar için birçok giyilebilir sistem araştırmacılar tarafından geliştirilmekte ve endüstriyel olarak üretilmektedir [12]. Bu alanda çok ortaklı yüksek bütçeli projeler yapılmış veya yapılmaktadır. Çizelge 1.3'de giyilebilir sistemler hakkında özellikle EKG işaretinin kullanıldığı bazı çalışmalar görülmektedir.

Ticari olarak gerçekleştirilen bu EKG ürünlerinde daha çok donanımsal süzgeçler kullanılmaktadır. Buna karşılık, üzerinde mikrodenetleyici olan bazı ürünlerde, temel sayısal işaret işleme yöntemleri (alçak geçiren, yüksek geçiren, çentik süzgeçler) ve sinyal algılama yöntemleri (QRS algılama, Aritmi, vs) gerçekleştirilmektedir [13].

Giyilebilir sistemler üzerinde gerçekleştirilen, ileri seviye sinyal işleme yöntemleri (Zeki sistemler, dalgacık dönüşümü, temel ve bağımsız bileşen analizi vb.) ise daha çok bilimsel ve Ar-Ge çalışmalarda kullanılmıştır. Bilimsel çalışmalarda, sinyal işleme yöntemleri ve geliştirilen algoritmalar çoğunlukla çevrim dışı ve hazır veri tabanı kullanılarak gerçekleştirilmektedir [14]. Gerçek zamanlı yapılan akademik çalışmalarda ise süzgeçler, uygulamaya özel bütünleşik devreler ile donanımsal olarak yapılmaktadır [15].

Çizelge 1.3. Gerçekleştirilen giyilebilir sistem projeleri [16]

Proje Başlığı	Ölçülen Biyolojik İşaretler	Donanım	İletişim Alt Yapısı
AMON [17]	BP, T, SaO ₂ , EKG, A	Bileklik	GSM
LiveNet [18]	A, EKG, EMG, GSR, T, R, SaO ₂ , BP	PDA, Mikro denetleyici	2.4GHz RF, GPRS
AUBADE [19]	EMG, EKG, R, GSR	Maske, Eldiven, Göğüs sensörleri	Wi-Fi, Bluetooth
CodeBlue [20]	SaO ₂ , EKG, A	Kemer	Zigbee
BASUMA [21]	EKG, T, R, BP, SaO ₂	EKG Kemeri	Zigbee
WEALTHY [22]	EKG, EMG, R, T, A	İletken kumaşlı ceket	GPRS, Bluetooth
MagIC [23]	EKG, R, T	Tekstil sensörlü Yelek	PDA / Bluetooth
MERMOTH [24]	EKG, R, T, A	İletken iplikli kuru elektrotlar	RF
Human++ [25]	EKG, EEG, EMG	Tişört - Kemer	GSM/GPRS
Lifeshirt [26]	EKG, R, A	Gömülü sensörlü yelek	Bluetooth, Kablo
LifeGuard [27]	EKG, BP, T, SpO ₂ , A	µC tabanlı cihaz	RS232, Bluetooth
Gerçekleştirilen Sistem	EKG	İletken Tekstilli Korse	Bluetooth, 3G/Wi-Fi
BP(Kan Basıncı), T(Sıcaklık), SaO ₂ (Oksijen Saturasyonu), EKG(Elektrokardiyogram), A(Aktivite), R(Solunum), SpO ₂ (Oksijen Saturasyonu), PDA (Personal Digital Assistant - Kişisel Sayısal Yardımcı), GSM (Global System for Mobile), GPRS (General Packet Radio Service), RF (Radio Frequency), Wi-Fi (Wireless Fidelity)			

Yapılan çalışmalar incelendiğinde, giyilebilir algılayıcılardan, algılanan EKG verilerinin temizlenmesi için farklı birçok yöntem önerilmektedir [28-33]. Ampirik Mod Ayırıştırma (AMA), Temel Bileşen Analizi (TBA), Bağımsız Bileşen Analizi (BBA) ve Yapay Sinir Ağları (YSA) bunlardan bazılarıdır. Yapılan çalışmalarda bu tip süzgeçler küresel bir dizi EKG veri seti ile eğitilmişlerdir. Aynı zamanda bu stratejiler, EKG frekans bandındaki gürültülerin açıkça ayırt edilebilmesi durumunda başarılı olmaktadır. Fakat hareket veya EMG artefaktları vücudun en ufak hareketine duyarlı bir şekilde EKG sinyalinin bozulduğundan dolayı rastgele gürültülerin giderilmesi için yetersiz kalmaktadır.

Md. Ashfanor Kabir ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, ampirik mod ayırıştırma yöntemini kullanmışlardır. Bu yöntemi kullanılarak EKG üzerindeki yüksek frekanslı gürültüler en az sinyal bozulması ile temizlenmiştir. Sinyal-Gürültü

oranı (SGO)(SNR: Signal-Noise Ratio) ve Ortalama Karesel Hata (OKH)(MSE: Mean Squared Error) oranına göre bu yöntem, dalgacık dönüşümü ile karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar vermiştir [28].

EKG sinyalinin temizlenmesinde kullanılan bir başka metot uyarlanabilir süzgeçlerdir. Bu yapıda seçilen süzgecin katsayıları duruma göre değişiklik göstermektedir. EKG işaretinin temizlenmesinde uyarlanabilir süzgeç yapıları iki şekilde kullanılmıştır. Bunlardan birincisi ivmeölçer gibi harici bir gürültü ölçüm düzeneğinin olduğu sistemlerdir. Shing-Hong Liu'nun yapmış olduğu böyle bir çalışmada, hareket artefaktlı EKG ile temizlenmiş EKG arasındaki ortalama karesel hatalar 60. iterasyondan sonra kararlı bir değere yakınsanmıştır [31]. Bu yöntemde, ölçülen harici referans girişi ile gürültülü EKG girişinde herhangi bir uyumsuzluk olması halinde uyarlanabilir süzgecin performansı düşmektedir. Bunu engellemek için, harici referans sinyali olmadan çalışabilen uyarlanabilir süzgeçler tasarlanmıştır. Bu süzgeç tiplerinde temiz EKG'nin yarı-periyodiklik özelliğinden faydalanılmıştır. Ching-Haur Chang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, gürültülü EKG sinyali zaman ekseninde kaydırılarak, gürültü bileşeni EKG'den ilintisiz yapılabilirken, sinyal bileşeni daha ilişkili kalmaktadır [32]. Bu yöntem de ise, EKG sinyali çok fazla gürültü içermesi durumunda etkisiz kalmaktadır.

EKG işareti, hareket, EMG artefaktı gibi günlük hayatta doğrusal olmayan birçok gürültü ile karşı karşıyadır. Çalışma süresince yapılan literatür araştırması göstermiştir ki, giyilebilir bir sistemde hiçbir süzgeç algoritması bu rastsal gürültülerin temizlenmesi için ne gerçek zamanda ne de çevrim dışı uygulamalarda yeterli değildir. Uyarlanabilir süzgeçler, dalgacık dönüşümü, bağımsız bileşenle analizi, kör kaynak ayrıştırması gibi yöntemlerin hiç biri tam olarak bu problemlere çözüm getirememektedir. Kaldı ki bu süzgeç yapılarının kullanıldığı birçok çalışma belirli gürültülere (beyaz gürültülere) karşı yapılmış çalışmalardır [28-30, 33].

Gerçekleştirilen tez çalışmasında, biyolojik artefaktlara farklı bir bakış açısından yaklaşmıştır. Bu farklı bakış açısı klasik alçak geçiren, yüksek geçiren, çentik süzgeçler gibi doğrusal yapıdaki süzgeçler yerine doğrusal olmayan süzgeç

yapılarıdır. Çünkü giyilebilir sistemlerdeki gürültülerin, doğrusal olmaması temizleme işleminin de doğrusal bir yapıda olmaması gerektiğini düşündürmüştür. Buradan yola çıkarak doğrusal olmayan sistemler üzerinde en iyi öngörüü veren algoritmalarından biri olan genişletilmiş Kalman süzgecinin bu çalışmada kullanılmasına karar verilmiştir.

Kalman süzgeci ilk olarak matematiksel sistem teoristi Rudolf Kalman tarafından bulunmuştur [34]. Bu süzgeç yapısı EKG sinyali için farklı amaçlarda kullanılmıştır. Rik Vullings ve arkadaşları Bayesian çerçevesi kullanarak, uyarlanabilir Kalman süzgecini geliştirmişlerdir. Bu çalışmada, klinik olarak anlamlı yapısal değişiklikler korunurken, uyarlamalı gürültü kovaryans kestirimi yapan Kalman süzgeci ile SGO'nın artıp artmadığı incelenmiştir [35].

MA Mneimneh ve arkadaşları Kalman süzgecini EKG işaretindeki taban hattı kaymasının engellenmesi için kullanmıştır. Kalman algoritması, hareketli ortalama ve kübik spline(eğri) yöntemleri ile karşılaştırılmış ve daha iyi sonuç verdiği görülmüştür [36].

Reza Sameni ve arkadaşları tarafından yapılan başka bir çalışmada değiştirilmiş dinamik EKG modeline dayalı genişletilmiş Kalman süzgeci kullanılarak gürültülü EKG sinyallerinin temizlenmesi üzerine çalışılmıştır [37]. Lineer olmayan dinamik EKG modelinde genişletilmiş Kalman süzgeci ile elde edilen sonuçlar, çevresel gürültü ve artefaktların kaldırılmasında oldukça başarılı olmuştur.

Omid Sayadi ve Mohammad Bagher Shamsollahi ise modifiye edilmiş genişletilmiş Kalman süzgeç yapısını temel alan EKG sinyallerinin gürültülerden ayıklanması ve sıkıştırılması üzerine çalışmışlardır. Genişletilmiş Kalman süzgeç yapısını iki boyutlu şekilde kullanarak Kalman süzgeci tanımlayan denklemleri 17 boyutlu olacak şekilde değiştirmişlerdir. Bu yöntemin benzetim sonuçları, klinik EKG verilerinin hem gürültülerden temizlenmesinde hem de sıkıştırma performansının geliştirilmesinde katkıda bulunduğunu göstermektedir [38].

Kalman süzgeci, sadece şu an ve bir sonraki anda veriyi tutması yeterli olduğu için gerçek zamanlı uygulamalara uygundur. Bu sebeple yapılan tez çalışmasında Kalman süzgecinin doğrusal olmayan sistemler için geliştirilmiş olan bir çeşidi olan genişletilmiş Kalman süzgeci kullanılmıştır. Reza Sameni ve arkadaşları tarafından yapılan çevrim dışı çalışmada EKG üzerindeki önemli noktalar önceden verilen bir tablo ile belirlenmiştir [37,39]. Tez çalışmasında ise farklı olarak sisteme bir QRS algılama algoritması eklenerek P, Q, R, S ve T noktaları her EKG verisi üzerinde tekrar buldurularak, gürültü temizleme işlemleri gerçek zamanlı olarak yapılmıştır. Hazırlanan algoritmalar giyilebilir bir sistem üzerinde çalıştırılarak performansları değerlendirilmiştir.

Tezin ikinci bölümünde, gerçekleştirilen sistemde kullanılan malzeme, yöntem ve içerik kısaca anlatılarak, tercih nedenleri sıralanmıştır. Üçüncü bölümde, hem donanımsal hem de yazılımsal olarak gerçekleştirilen uygulamalara yer verilmiştir. Dördüncü bölümde, tasarımı tamamlanmış sistemin parça parça performansları değerlendirilmiştir. Endüstride yaygın olarak kullanılan yöntemlere karşın günlük EKG ölçümlerindeki başarısı ve giyilebilir sistemlerin kullanılabilirliği incelenmiştir. Son bölümde ise iletken tekstilin, giyilebilir sistemlerin ve kalman süzgecin hakkında varılan sonuçlara yer verilerek bu tip sistemlerin kullanımı ve geleceği hakkında önerilerde bulunulmuştur.

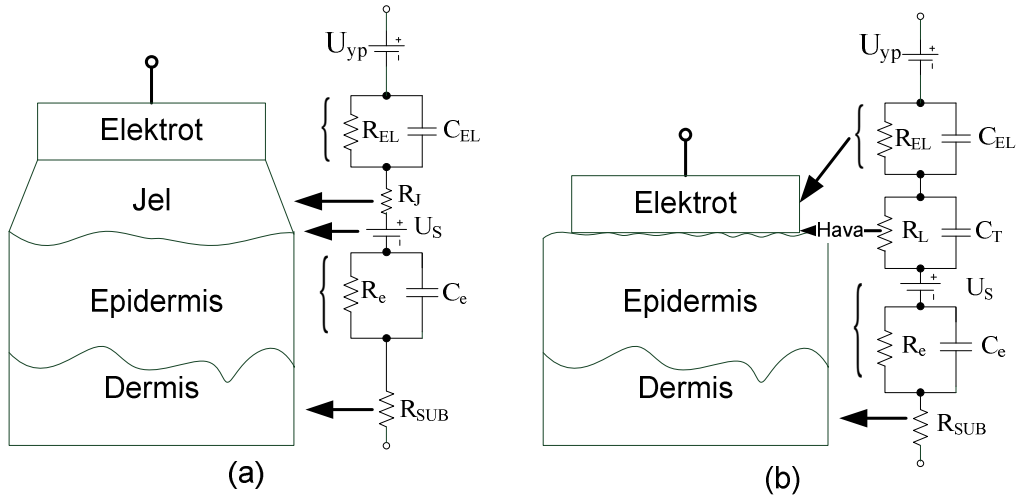
2. MALZEME VE YÖNTEM

2.1. Giyilebilir Sistemler ve Tekstil Elektrotlar

Evde, işte, tatilde, sürekli olarak insan üzerindeki biyolojik verilerin algılanmasını ve izlenmesini sağlayan giyilebilir sistemler, son yıllarda “Tele-Sağlık” ve “Tele-Tıp” uygulamaları ile birlikte kullanılmaya başlamıştır [40]. Bu uygulamalardaki en önemli işlemlerden biri biyolojik işaretlerin algılanmasıdır. EKG, EEG, EMG gibi biyolojik işaretlerin cilt yüzeyinden algılanarak iletilmesinde en büyük görev elektrotlara aittir. Elektrot, hücrelerin elektro-kimyasal etkileşimini algılar. Elektrottaki elektriksel iletim, bir metal ve elektrolit arasındaki ara yüzde gerçekleşen, yükseltgenme ve indirgenme reaksiyonları sonucunda oluşmaktadır [41]. Elektrotların kullanım yerlerine ve hasta durumuna göre birçok çeşidi bulunmaktadır. Bu tez çalışmasında bir kuru elektrot çeşidi olan tekstil elektrot ile hastanelerde yaygın olarak kullanılan tak-çıkart jelli elektrotlar kullanılmıştır. Ag-AgCl (Gümüş/Gümüş Klorür) tak-çıkart elektrotları, en yaygın kullanılan ıslak elektrot çeşitleridir ve neredeyse tüm karakteristik özellikleri bilinmektedir. Genel olarak, deri ile elektrot arasındaki ilişki paralel R-C elemanlarının seri kombinasyonları ile birlikte, katmanlı bir direnç ve kapasitif yapı ile modellenmektedir. Jelli elektrotlar Şekil 2.1’de görüldüğü gibi bir yarı-hücre potansiyeli (U_{yp}), ona seri şekilde, paralel bağlanmış direnç (R_{EL}) ve kondansatör (C_{EL}) ile modellenmiştir. Buradaki yarı-hücre potansiyeli elektrot üretimi için kullanılan malzemenin cinsine göre farklılık göstermektedir. Düşük frekanslarda C_{EL} , açık devre gibi davranacağından, bu durumda eşdeğer devrede sadece R_{EL} kalmaktadır. Tipik olarak standart elektrotlarda elektrolitik jel, elektrot ve cilt arasındaki teması artırmakta fakat aynı zamanda ilave bir R_j direnci göstermektedir. İnsan derisi, epidermis, dermis ve alt deri doku katmanlarından oluşmaktadır. Bu katmanlar, C_e gibi bir kapasitör ile modellenmiştir. Deri içindeki çok sayıda kanal, bez ve saç kökleri katmanları birbirine bağlar ve eşdeğer devrede R_e direnci tarafından temsil edilmektedir. Epiderminin ölü hücrelerinin oluşturduğu Stratum korneum katmanlı yapısı, yarı geçirgen zar ve iyon konsantrasyonu farkı, eşdeğer devrede U_s gibi bir potansiyel farka neden olmaktadır. Kılcal damarların yer aldığı

epidermisin alt tabakası olan dermis tabakası, tamamen saf direnç gibi davranmaktadır, bu nedenle eşdeğer devrede R_{SUB} ile gösterilmiştir.

Jelli elektrotlar gibi kuru elektrotlarında cilt-elektrot ara yüzünün, elektriksel eş değeri Şekil 2.1 (b)'den görülmektedir. İyi bir temas oluşturmak için tekstil elektrotların jeller ile çalışmasına gerek olmadığı için elektrik modellemeye jel yerine hava getirilmiştir. Tekstil elektrotlar güçlü bir kapasitif etki " C_T " göstermektedir. Ter ve cildin nemlenmesi sonucu bu kapasitansa paralel iletim yolu olarak R_L direnci eşdeğer devrede yer almaktadır. Bu iletkenlik ve kapasitans, elektrodun performansını karakterize etmek için önemlidir. Düşük direnç (yüksek iletkenlik) iyi bir elektrot performansı için yanıltıcı olabilmektedir. Elektrot-cilt ara yüzündeki direncin artırılması (iletkenliğin azaltılması) bazı durumlarda faydalı olmaktadır.

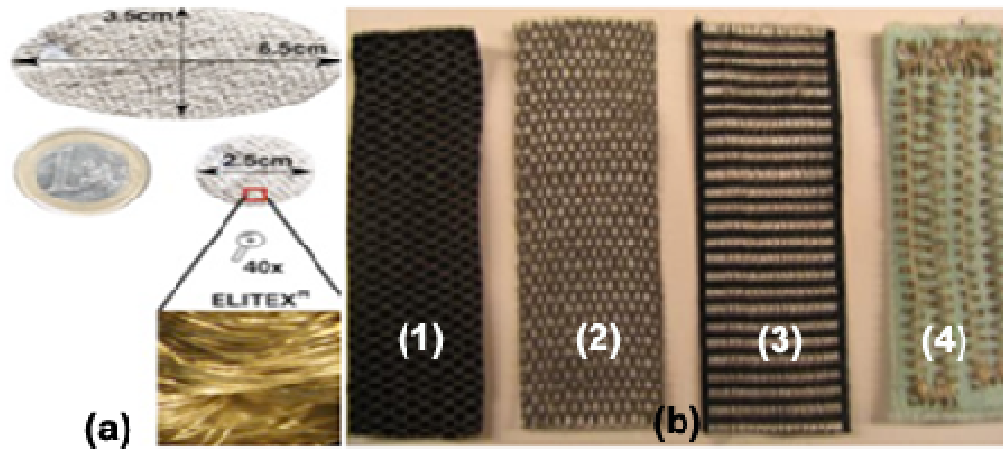


Şekil 2.1. Deri - elektrot ara yüzünün eşdeğer elektrik devresi (a) standart bir elektrot (b) Tekstil Elektrot [41]

Tez çalışmasında kullanılan iletken kumaşlar giyilebilir sistemlerin ana ögesini oluşturmaktadır. Algılayıcı veya ara bağlantılarda kullanılan söz konusu kumaşlar, iletken özellikteki ipliklerden veya kaplamalardan geliştirilmektedir. Saf metaller ile doğal lifler karıştırılarak iletken iplikler veya elyaf malzemeler yapılmaktadır.

İletken malzemeler, iplik veya liflerden liflerin iletkenle doldurulması, kaplanması ya da eğrilmesi ile oluşturulmaktadır [42].

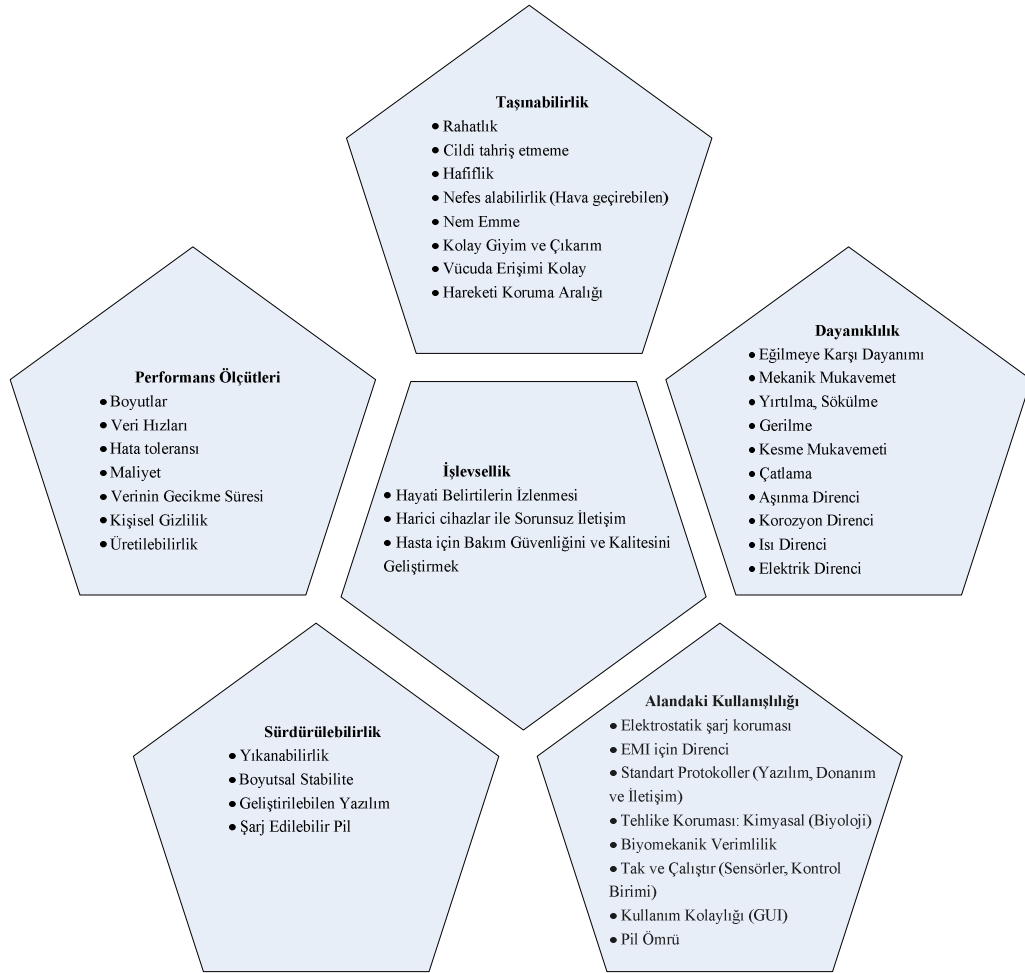
Resim 2.1(a)'da Kunal Mankodiya ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen polyester malzeme üzerine gümüşle kaplanarak yapılan tekstil elektrot görülmektedir [43]. Daha sonra bu elektrotlar, ölçümler için istenen yerlere nakışla işlenmektedir. Başka bir çalışmada Taina Pola, Jukka Anhala isimli araştırmacılar farklı yapıdaki 4 tekstil elektrotun EKG ölçümündeki performanslarını karşılaştırmıştır. En iyi sonuçları, cilt ile geniş bir temas alanı oluşturan Resim 2.1(b)'deki 4 numaralı işlemeli elektrotlarla elde etmişlerdir [44].



Resim 2.1. (a) Gümüş kaplanmış [43] (b) Değişik tip de tekstil elektrot modelleri [44]

Nano teknolojinin ve değişik alanların birleşmesi sonucu oluşan iletken kumaşlar günümüzde daha konforlu ve cildi rahatsız etmeyecek şekilde üretilmektedirler. Dolayısı ile son yıllarda dokularında iletken barındıran tekstil malzemeler sayesinde birçok konuda ekonomik, verimli ve faydalı giyilebilir çözümlere ulaşılmıştır. Günlük yaşamda kullanılan kıyafetlerden veya aksesuarlardan farkı olmayan bu e-tekstil tabanlı akıllı giysiler ve mikro elektronik devreler, hastanın hayati bulgularını izletirken ne kumaşa nede hastaya hiçbir zarar vermezler. Giyilebilir sistemlere dair birçok sürüm üretilmiştir ve sürekli her bir sonraki sürüm, işlevselliği, yetenekleri, konforu, kullanım kolaylığı ve estetiği açısından değişik perspektifler getirmektedir

[45]. Şekil 2.2’de giyilebilir bir sistemin tasarım ve geliştirme sürecinde kullanıcı ihtiyaçlarını tespit eden anahtar noktalar gözükmemektedir. Bu tez çalışmasında, hastaların uzun süre üzerinde taşıyabileceği, vücudu sarması ve sıklığı sayesinde herhangi bir temassızlık artefaktı oluşturmayacağı için, üzerine iletken kumaş entegre edilmiş korse kıyafeti yapılmıştır. Korse ile ilgili bilgilere uygulama bölümünde detaylı olarak yer verilmiştir.



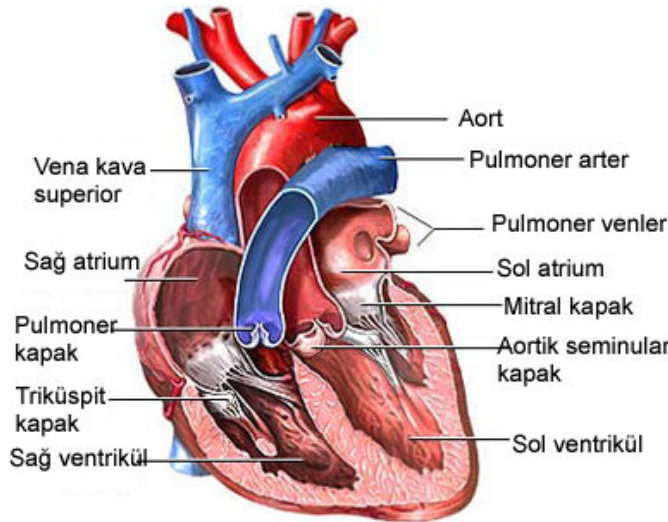
Şekil 2.2. Akıllı Gömlek Sistemi: Kullanıcı gereksinimleri analizi [45]

2.2. Elektrokardiyografi (EKG)

EKG, kalp adalesinin ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektrik faaliyetinin kaydedilmesidir. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe

elektrokardiyogram, kullanılan cihaza da elektrokardiyograf denir [46]. EKG sinyallerinin ve cihazının bu kadar önemli olmasının sebebi teşhis ve tedavide kalp işlevinin değerlendirilmesinde kullanılan en önemli yöntemlerden birisi olmasıdır. EKG, doğrudan doğruya kalp kasının kasılma şeklini gösterir. EKG sinyali ile kalbin ritim ve iletim bozuklukları belirlenebilmektedir [47].

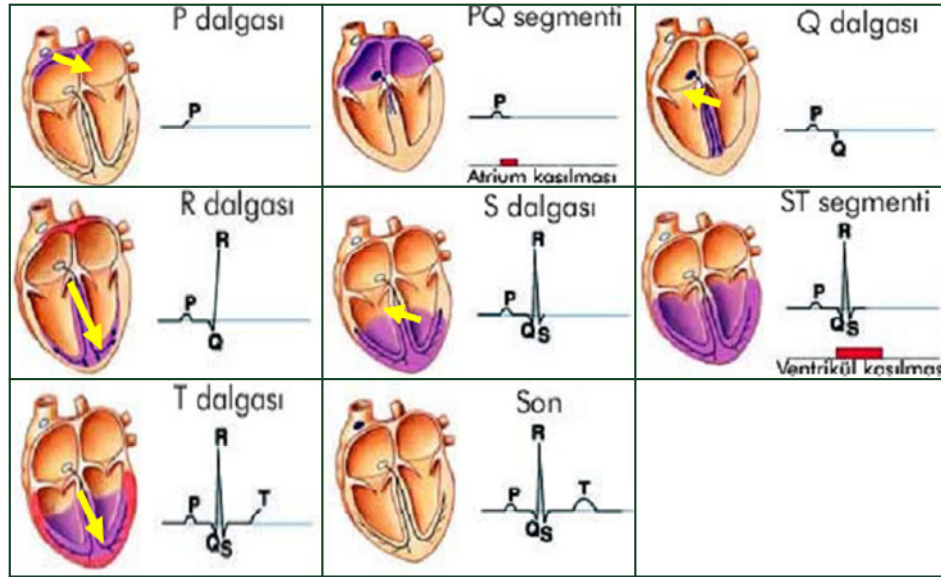
Yapılacak olan çalışma da EKG sinyali ile ilgili olduğu için öncelikle bu sinyalin en iyi şekilde tanımlanması gerekmektedir. Şekil 2.3’de vücuttaki kan dolaşımını sağlayan ve dört bölmeye sahip olan kalbin açık şeması görülmektedir. Sol tarafındaki iki bölme temiz kanın vücuda pompalanması işlemini gerçekleştirirken, sağdaki iki bölme vücuttan dönen kirli kanı, temizlenmek üzere akciğerlere göndermektedir.



Şekil 2.3. Kalbin yapısı [48]

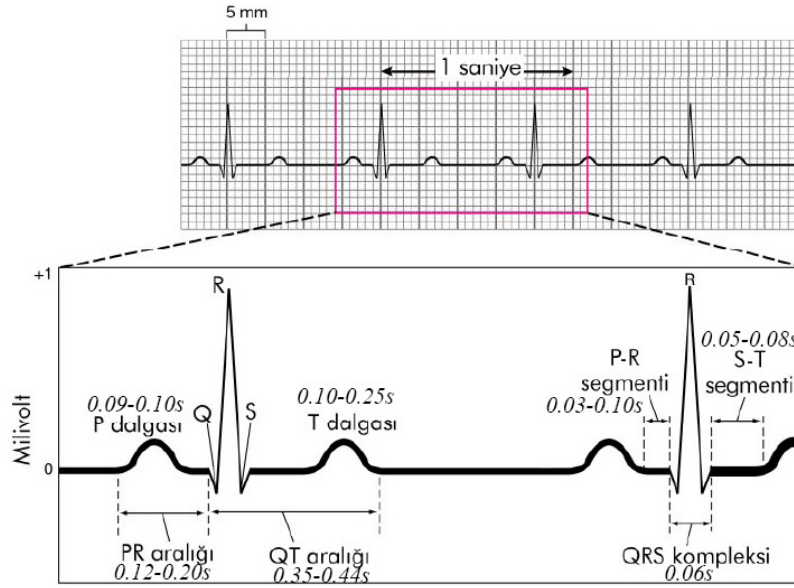
Şekil 2.4’de kalbin gevşeme (diastol) ve kasılma (sistol) evrelerinde gerçekleşen EKG işaretinin oluşumu görülmektedir. Diastol sırasında; sağ ve sol taraftaki karıncık (ventrikül) kanla dolmaktadır. Sistol ile birlikte her iki kulakçığındaki (atriumda) kan vücuda pompalanmaktadır. Kalp kaslarındaki gevşeme ve kasılmalar, bütün diğer kaslarda olduğu gibi elektriksel uyartımla olmaktadır. Bu uyartımlar sinoatrial düğüm (SA) tarafından dinlenme sırasında dakikada 70 ile 80 kez üretilir.

SA düğümünde kendi kendine oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde tüm kalbe yayılır. SA düğümü, sağ kulakçığın arka duvarında yer alan özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli kulakçık üzerindeki iletim yolları üzerinden yayılarak kulakçığın kasılmasını sağlar ve buradaki kanı karıncığa iter. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra Atrioventriküler (AV) düğüme ulaşır. Bu süre kulakçık içerisindeki kanı tümü ile karıncığa doldurması için yeterli süre değildir. Bu nedenle, karıncık kasılmasının bir süre sonra yapılması gerekir. Bu işlem bir gecikme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms geciktirilmesiyle yapılır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu büyük bir elektriksel işaret oluşur ki bu; hastanın vücudu üzerinden algılanabilir.



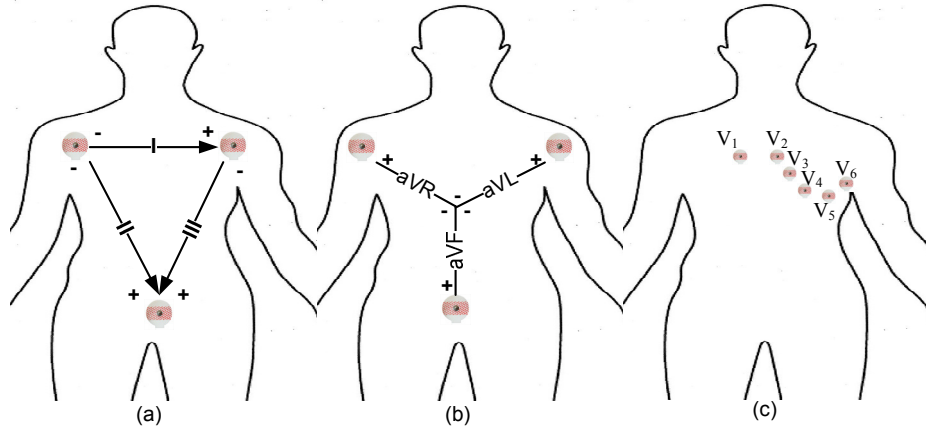
Şekil 2.4. Elektrokardiyogramın oluşma evreleri [49]

P, Q, R, S ve T dalgaları kalp kasının kulakçık ve karıncık ile ilgili elektriksel titreşimlerini ifade etmektedir. Elektrokardiyogram kalple ilgili değişik hastalıkların klinik teşhisi için kullanılır. Aynı zamanda diğer ölçmeler içinde referans teşkil eder. Şekil 2.5’de teşhiste kullanılan EKG’nin genel parametreleri verilmiştir.



Şekil 2.5. Nominal EKG parametreleri [50]

Klasik EKG kayıtlarında altısı ekstremité ve altısı göğüs derivasyonu olmak üzere toplam 12 derivasyon kullanılmaktadır. EKG derivasyonları elektrotların vücut üzerindeki konumuna göre oluşturulur. Şekil 2.6 (a)'da görüldüğü gibi bir pozitif ve bir negatif elektrodun kullanılmasıyla elde edilen derivasyonlar standart (bipolar) derivasyonlardır. Şekil 2.6 (b)'de ise tek bir pozitif elektrot ile elde edilen unipolar derivasyonlar görülmektedir. Unipolar derivasyonlar pozitif elektrodun yerleştiği yere göre adlandırılır. Burada aVR'de (R:Sağ) sağ kolda, aVL'de (L:Sol) sol kolda, aVF'de (F:Ayak) sol bacakta pozitif elektrot demektir. Bu üç derivasyonda elektriksel voltaj düşük olduğu ve özel olarak güçlendirildiği için a harfi (augmented=güçlendirilmiş) kullanılmaktadır. I, II ve III, aVR, aVL ve aVF ekstremité (taraf) derivasyonları olarak adlandırılır. Şekil 2.6 (c)'deki Göğüs derivasyonları ise unipolar şekilde pozitif elektrodun göğüs duvarı üzerinde belirli bölgelere yerleştirilmesiyle elde edilir. Bu derivasyonlar ise V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 ve V_6 göğüs derivasyonları olarak adlandırılırlar.



Şekil 2.6. (a) Bipolar ekstremite derivasyonları (b) Unipolar ekstremite derivasyonları (c) Göğüs derivasyonları

Gerçekleştirilen çalışmada standart bipolar derivasyonların (I, II, III) algılanması yapılmıştır. Fakat sinyalin işlenmesi ve iletilmesi sadece II no'lu derivasyon için gerçekleştirilmiştir.

2.3. Kalman Süzgeçler

Gerçek hayatta birçok sinyal, sistem veya problem doğrusal olmayan bir yapıdadır. Doğrusal olmayan bu sinyaller ve sistemler durum-uzay ve gözlem denklemleri ile Eş. 2.1'deki gibi gösterilebilir:

$$\begin{aligned} x_{t+1} &= f(x_t, n_t) \\ y_t &= h(x_t, v_t) \end{aligned} \quad (2.1)$$

Burada y_t gözlem vektörünü, x_t durum vektörünü, $h(.)$ gözlem fonksiyonunu, $f(.)$ sistem geçiş fonksiyonunu, n_t dinamik gürültüyü, v_t gözlem gürültüsünü ve alt simge t ise zaman indeksini göstermektedir. $f(.)$ ve $h(.)$ ise doğrusal olmayan fonksiyonlardır [51]. Bu modellemeyi gerçekleştirilmek istenen EKG işaretinin temizlenmesi için düzenleyecek olursak x_t EKG işaretinde kabul edilen parametrelerin mevcut durum vektörünü, y_t algılayıcılardan gelen verilerin oluşturduğu gözlem vektörünü, n_t ve v_t ise EKG üzerindeki gürültüleri ifade

etmektedir. Gerçekleştirilen çalışmada süzgeçleme işlemi için elde olan bu verilerden x_t 'nin kestirimi olan $\hat{x}_t$ elde edilir. Bu noktada gürültülü gözlem verilerinden, parametrelerin kestirilmesinde onlara ait önsel bilgileri de kestirim problemine katan Bayesian teoremi kullanılmıştır. Bayesian teoremi stokastik süreç sırasında ortaya çıkan bir rastgele A olayı ile diğer rastgele olay B için koşullu olasılıkları ve sıra dışı olasılıklar arasındaki ilişkidir [52]. Gerçekleştirilen sistemde ise EKG üzerindeki (t) anında x_t gibi bir rastgele olay ile (t+1) anındaki x_{t+1} 'deki bir rastgele olay arasındaki ilişkiyi ortaya çıkarmak için Bayesian teoremi kullanılmıştır. Bayesian süzgecinin en genel uygulaması Kalman'dır.

Süzgeçleme, istenen bir büyüklüğü anlamlı bir veri olsa dahi diğer girişimlerden veya gürültülerden ayırmaktır. Bu uygulamada EKG işaretlerini rastgele gürültülerden temizlenmesi için kullanılan Kalman süzgeç, ortalama karesel hatayı minimum yapma yoluyla sinyalin durumunu tahmin etmeyi hedefleyen özyinelemeli, matematiksel denklemler kümesinden oluşur. Kalman doğrusal durum uzayı modelleri için yinelemeli veri işleyen sayısal bir süzgeçtir. Kalman algoritması bazı açılardan çok güçlüdür. Bunlar aynı zamanda Kalman süzgecin tercih edilmesinin de başlıca nedenleri arasında gelmektedir. Kalman süzgeçte;

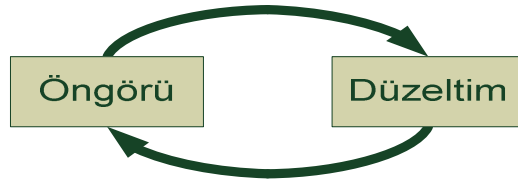
- Modellenen sistemin tam doğası bilinmese de geçmiş, şu an ve gelecekteki durumları hakkında kestirim yapabilir.
- Kalman Süzgeci sistemden anlık elde ettiği bütün verileri kullanmaktadır.
- Belirli varsayımlar yapıldığında Kalman Süzgeci en iyi, özyinelemeli veri işleyebilen bir algoritmadır.
- Sürekli elde edilen kazanç sayesinde sistemin yalnızca bir önceki durumunun bilinmesi, sistemin bir sonraki durumunun kestirilmesine yeterli olmaktadır.
- Kalman Süzgeci kullanımında yalnızca sistemin girdileri ve çıktıları hakkında edinilen bilgi, sistemin bir sonraki durumunun kestiriminde yeterlidir. Dolayısı ile gürültü ölçülmesine gerek yoktur.

- İlgilenilen değişkenler doğrudan ölçülemeseler bile gürültülü ortamdan elde edilen veriler kullanarak istenen değişkenlerin en iyi kestirimi yapılmaya çalışır.

Kalman süzgecinin çok fazla teorik alt yapısı vardır. Bu açıdan bir dezavantaj gibi gözüke de bu özelliği ile bütün verilerin depolanması zorunluluğunu ortadan kaldırır. Örneğin sistem dinamikleri, sistem gürültüsünün istatistiksel tanımlamaları, ölçüm gürültüsü, sistem dinamiklerindeki kararsızlıklar, başlangıç durumu hakkındaki en ufak bilgiler gibi bilgilerin Kalman süzgeci için bir araya getirilmesi gerekmektedir. Dolayısıyla her gelen bilgi için tekrar tekrar sürecin işletilmesi gerekmez. Çıkışta elde edilen verilerin giriş işaretlerindeki gürültülerden ayrıştırılarak doğru bir şekilde elde edilmesini sağladığı için bu algoritma süzgeç olarak nitelendirilir. Kalman süzgeci, sahip olunan tüm ölçüm verilerini, sistem ve ölçüm aletleri hakkındaki ön bilgileri birleştirerek istenen değişkenlerin tahmini değerlerini, hataları istatistiksel olarak en aza indirecek şekilde hesaplayan bir süzgeçtir [53].

Kalman süzgecinin çalışma prensibi kısaca şu şekildedir; öncelikle uğraşılan sistem tam anlamıyla modellenmeye çalışılır. Daha sonra modelden alınan tahmin, gözlem ile karşılaştırılır ve bu fark, Kalman kazancı olarak bilinen bir çarpan ile ölçeklendirilir. Bu değer daha sonra sıradaki tahminleri iyileştirmek için modele bir girdi olarak geri beslenir. Kazanç, performansın iyileştirilmesi için ayarlanabilir. Örneğin; yüksek bir kazanç ile süzgeç gözlemleri daha yakın olarak takip edilir. Düşük bir kazanç ise, süzgeç model tahminlerini daha yakın olarak takip eder [54].

EKG sisteminde, hareket artefaktı gibi rastgele süreçlerin davranışları daha önceden tanımlanamaz. Kalman süzgeci kullanılarak sistemin bir sonraki durumu, tam anlamıyla olmasa da, bir önceki durumdan faydalanılarak parçalı bir şekilde tanımlanabilir. Şekil 2.7’de görüldüğü gibi Kalman süzgeci öngörü-düzeltilim yapısının özyineli olarak işletilmesi ile durum kestirimini gerçekleştirir. Bu özyinele yapı mevcut durumun önceden öngörülüp, daha sonra sistemden algılanan verilerle, öngörülen durumun düzeltilmesi işlemlerinin tekrarlanması ile gerçekleşir.



Şekil 2.7. Kalman Süzgeci Döngüsü [55]

Doğru durum kestirimini zorlaştıran başka bir etkende sistem değişkenlerinin doğrudan gözlemlenemiyor olmasıdır. Eğer durum, bizim çalışmamızda olduğu gibi zamanla değişen bir yapıdaysa Kalman süzgecinin doğru kestirim yapması zorlaşır. Başka bir deyişle, Kalman süzgeci doğrusal dinamik sistemler için geliştirilmiş bir algoritmadır. Bu durumda Kalman süzgecinin bir başka çeşidi kullanılarak algılayıcılardan gelen veriler ile sistem değişkenlerinin gözlenmesi sağlanabilir. Doğrusal olmayan sistemler için sistem, Eş. 2.2 ve 2.3'deki forma çevrilerek doğrusallaştırılabilirse Kalman süzgeci kullanılabilir. Doğrusal dinamik sistemler, sistem modeli ve ölçüm modeli ile tanımlanabilirler. Sistem modeli, sistemin zamanla nasıl değiştiğini belirtir. Kalman süzgeci, sistem modeline dayanarak sistemin bir zaman sonraki durumunun öngörüsünü gerçekleştirir. Eş. 2.2'de doğrusal dinamik bir sistemin durum uzay gösterimi ile modellenmesi yapılmıştır. Bu modelin parametreleri ise Çizelge 2.1'de verilmiştir [39,55].

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_{k-1} + w_{k-1} \quad (2.2)$$

Çizelge 2.1. Sistem modeli parametreleri

Parametreler	Açıklamaları
x_k	k zamanındaki durum
x_{k-1}	$k-1$ zamanındaki durum
u_{k-1}	Denetim girdileri
w_{k-1}	Sistem gürültüsü
A	Durumun zamana göre dönüşüm işlevi
B	Denetim girdileri ile sistem arası dönüşüm işlevi

Eş. 2.3'deki ölçüm modeli, sistem durumu ile ölçümler arasındaki ilişkiyi belirtir. Bu ölçüm modelinin parametreleri ise Çizelge 2.2'de verilmiştir. Kalman Süzgeci ölçüm modelini, daha önceden öngördüğü sistem durumunun düzeltilmesi için kullanır [39,55].

$$z_k = Hx_k + v_k \quad (2.3)$$

Çizelge 2.2. Ölçüm modeli parametreleri

Parametreler	Açıklamaları
z_k	k zamanındaki ölçüm
x_k	k zamanındaki durum
v_k	Ölçüm gürültüsü
H	Sistem ile ölçüm arasındaki dönüşüm işlevi

Kalman Süzgecinin kullanımında sistem gürültüsünün ve ölçüm gürültüsünün rastgele değerlerden oluştuğu varsayılmaktadır. Gürültülerin bağımsız olmasının kabulü sistemin öngörüsünü kolaylaştırır. Gürültülerin birbirinden bağımsız olması kabulü genel olarak gerçek bir varsayımdır. “x” ve “y” gibi rastgele değişkenlerin birbirinden bağımsız olması için Eş. 2.4'deki eşitliğin sağlanabilmesi gerekmektedir. Burada “E” ise beklenen değer, yani bir rassal değişkenin alabileceği bütün değerlerin ağırlıklı ortalaması olarak verilmiştir [39,55].

$$E[xy] = E[x] \cdot E[y] \quad (2.4)$$

2.3.1. Genişletilmiş Kalman Süzgeçler

Geleneksel Kalman süzgeci sadece lineer yapıdaki sistem modelleri için uygundur. Gerçekleştirilmek istenen sistemdeki işaret ve temizlenmesi istenen gürültüler ise doğrusal olmayan özelliktedir. EKG gibi dinamik bir sistem modeli doğrusallaştırılabilirse, bu sisteme “Genişletilmiş Kalman Süzgeci (GKS)” uygulanabilir. Kalman süzgecini doğrusal olmayan sistemlere uyarlayabilmek için, GKS metodu ismiyle iyileştirilmiş bir sürümü geliştirilmiştir [56]. Doğrusal olmayan

bir sisteminin durumlarının doğru tahmin edilebilmesi için öncelikle doğrusal hale getirilmesi gerekmektedir. GKS, bu problemi f ve h fonksiyonlarının tahmini durum etrafında Jacobian matrisini hesaplayarak çözer. Jacobian matrisi bir vektörün bütün kısmi türevlerini içermektedir. Bu matris durumun etrafında merkezlenen model, fonksiyonunun eğrisini verir [57].

Yapılan çalışmalara bakıldığında, sinyalin istatistiksel tabanlı modelini çıkarmak için kullanılan Temel Bileşen Analizi (Principal Component Analysis - PCA), Bağımsız Bileşen Analizi (Independent Component Analysis - ICA) ve Yapay Sinir Ağları (YSA) gibi teknikler, aynı zamanda gürültüye karşılık gelen parçaları atarak EKG bandındaki gürültünün çıkarılmasını sağlarlar [29, 30, 33]. Fakat bu bant içi gürültü temizleme yöntemleri güçlü olmasına rağmen, model oldukça keyfidir ve temel fonksiyonları atım türlerinin küresel bir setinde eğitilmediği sürece ya sinyal veya gürültü küçük değişimlere karşı son derece duyarlı olabilir [58]. Genişletilmiş Kalman süzgecinde ise bu durum çok farklıdır. Anlık verilerden alınan bilgilerle doğrusal olmayan durumlarda kestirimlerin hesaplanması için sistem ve ölçü model fonksiyonlarının kısmi türevleri kullanılarak güncel kestirimlerin doğrusallaştırılması yapılabilmektedir [55]. Bunun için, sırasıyla sistemin durum vektörü ve ölçme modeli aşağıdaki gibi Eş. 2.5 ve 2.6'da ifade edilmektedir:

$$x_k = f(x_{k-1}, u_k, w_{k-1}) \quad (2.5)$$

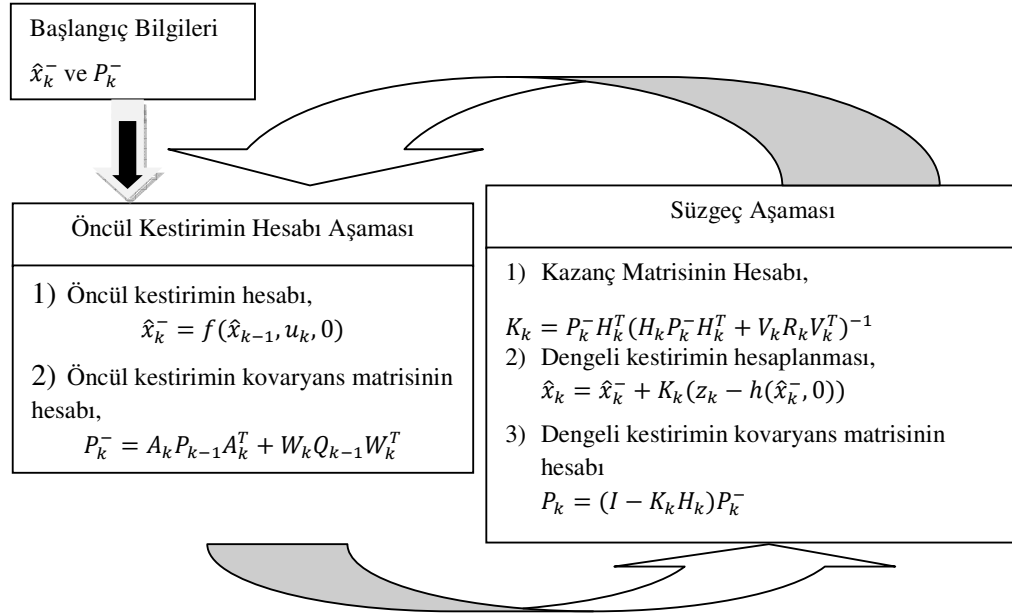
$$z_k = h(x_k, v_k) \quad (2.6)$$

w_k ve v_k gürültü değerleri olmadan yaklaşık olarak durum ve ölçü vektörleri belirlendiğinde bir sonraki durum ve ölçme kestirimi Eş. 2.7 ve 2.8'da verilmiştir;

$$\hat{x}_k^- = f(\hat{x}_{k-1}, u_k, 0) \quad (2.7)$$

$$\hat{z}_k^- = h(\hat{x}_k^-, 0) \quad (2.8)$$

Burada; x_k ve z_k durum vektörü ve ölçü vektörünü, $\hat{x}_k^-$ ve $\hat{z}_k^-$ yaklaşık durum vektörü ve ölçü vektörünü, $\hat{x}_k$ “k” anında bir sonraki durum kestirimi, w_k ve v_k rastgele değişkenlerin sistem ve ölçü gürültüsünü ifade eder. Genişletilmiş Kalman süzgecinin temel hesaplama eşitlikleri doğrusal kesikli Kalman süzgeci ile benzerlik göstermektedir. Şekil 2.8’da genişletilmiş Kalman süzgecinin tekrarlı yapısı gösterilmektedir [55]. Genişletilmiş Kalman Filtreleme yönteminde, K_k Kalman Kazanç hesabı için uygulanan Jacobian matrisi H_k sadece ölçü bilgileriyle ilgili bileşenlerin hatasız bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır. Örneğin; ölçü vektörü z_k ile h durumu arasında birebir eşleştirme olmadığında, Jacobian H_k Kalman kazancını etkilemekte ve bundan dolayı dengeli durum kestirimini etkileyen $z_k - h(\hat{x}_k^-, 0)$ farkını türetmektedir [55].



Şekil 2.8. Genişletilmiş Kalman Süzgecinin hesaplama döngüsü [55].

2.4. Yapay EKG Modeli

Gerçekçi bir yapay EKG modeli için yapılmış birçok farklı çalışma vardır. Bunların içerisinde en gerçekçi ve değişik çalışmalarda da kullanılan model McSharry ve arkadaşları tarafından yapılan 3 boyutlu EKG modelidir [59]. Bu model daha sonra

süzgeçleme ve bölümlendirme amacıyla genişletilmiştir. Çalışmada, üç boyutlu durum uzay düzleminde x, y, z koordinatları ile bir üç boyutlu yörünge üretilerek gerçekçi sentetik EKG önerilmiştir. EKG hareketinin orijinal dinamik denklemleri, kartezyen koordinatlarda üç adi diferansiyel denklem seti ile Eş. 2.9'daki gibi verilmektedir:

$$\begin{cases} \dot{x} = \rho x - \omega y \\ \dot{y} = \rho y + \omega x \\ \dot{z} = -\sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z - z_0) \end{cases} \quad (2.9)$$

Eş. 2.9'da x, y, z durum değişkenleri iken, $\rho = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$ dir. Ayrıca, $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$ dir [58-60]. “ θ ” ise $[-\pi, \pi]$ aralığında x ve y elemanlarının dört bölgedeki arktanjanı olup $\theta = \text{atan2}(y, x)$ dır [58-60]. “ ω ” ise birim çember etrafında hareket ederkenki yörünge açışal hızıdır ve $\omega = 2\pi f$ olarak tepeden tepeye kalp hızı ile ilgilidir. Eş. 2.9'da kullanılan z_0 , solunumdan kaynaklanan oldukça düşük genlikli ve frekanslı taban hattı kaymasını göstermektedir. Eş. 2.9'da görüldüğü gibi EKG dalgasındaki her P, Q, R, S ve T noktası, belirli θ_i açışal pozisyonlarda bulunan bir Gauss fonksiyonu ile modellenir. Eş.2.9'daki a_i , b_i ve θ_i , gauss terimlerinin genliği, genişliği ve merkez parametreleridir. P. E. McSharry ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadan alınan bu parametrelerin bazı tipik değerleri Çizelge 2.3'de listelenmiştir [59].

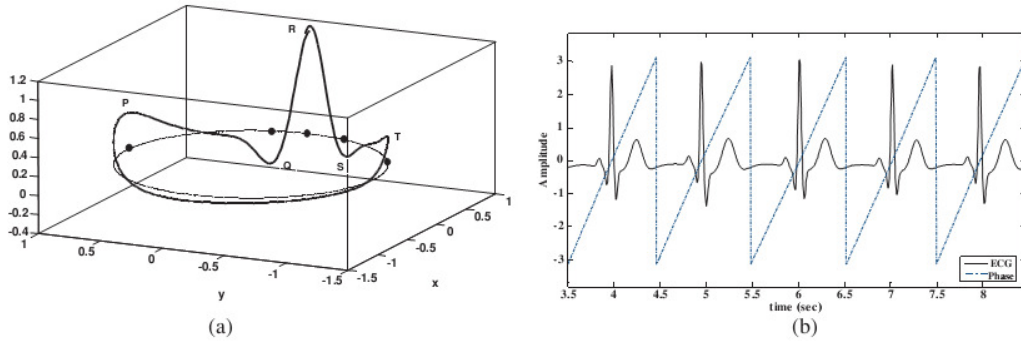
Çizelge 2.3. Eş. 2.9'daki Sentetik EKG Model Parametreleri [59]

İndeks(i)	P	Q	R	S	T
$\theta_i(\text{rad.})$	$-\pi/3$	$-\pi/12$	0	$\pi/12$	$\pi/2$
a_i	1.2	-5.0	30	-7.5	0.75
b_i	0.25	0.1	0.1	0.1	0.4

McSharry ve arkadaşları tarafından önerilen Eş. 2.9'daki dinamik denklemler kartezyen koordinatlarda bulunmaktadır. Reza Sameni ve arkadaşları bu denklemleri basitleştirmek ve anlaşılmasını kolaylaştırmak için kutupsal koordinatlara

aktarmışlardır [58-60]. Reza Sameni ve arkadaşlarının basitleştirmiş olduğu Eş. 2.11'deki bu üç boyutlu dinamik EKG modeli tez çalışmasında aynen kullanılmıştır. Bölüm 3'de düzenlenmiş olan bu modele ayrıca değinilmiştir.

Üç boyutlu EKG modeli x , y düzlemi etrafında birim yarıçaplı dairesel limit döngüsünü içerir. Şekil 2.9 (a)'daki EKG'nin P, Q, R, S ve T gibi önemli noktalarına yaklaşıldıkça z yörüngesi yukarı veya aşağıya itilir [58]. Aslında, EKG'nin karakteristik dalga biçimi, Gauss-tipi olayların z eksenini boyunca negatif ve pozitif yöne çekilmesi ve itilmesi ile ilgilidir. Bu üç boyutlu eğrinin " z " koordinatının zamana göre grafiği çizildiğinde Şekil 2.9 (b)'deki sentetik EKG'yi vermektedir.



Şekil 2.9. (a) x , y , z verilerle 3 Boyutlu uzayda oluşturulan dinamik EKG modelinin yörüngesi [59] (b) Üretilen tipik EKG ve faz işareti [60]

Çizelge 2.3'deki parametrelerin rastgele zamanlardaki değerlerini belirleyerek, gerçekçi EKG gibi görünen yarı periyodik sinyaller elde etmek mümkündür. Bu konuda farklı yöntemler de kullanılmaktadır. Örneğin Clifford ve arkadaşları, gerçekçi EKG'lerin örnek parametrelerinin değerlerini, verilen bir veri grubu için Eş. 2.9'daki doğrusal olmayan optimizasyon parametrelerine dayanarak, tahmin etme yöntemleri geliştirmişlerdir [61]. Yapılan tez çalışmasında ise bunun için az işlem yükü ve güç sarfiyatından dolayı Pan-Thomkins algoritması kullanılarak Çizelge 2.3'deki değerler elde edilmiştir. Bu işlem Bölüm 3'de sinyal işleme safhasında anlatılmıştır [62].

3. SİSTEM TASARIMI

3.1. Kullanılan İletken Tekstil ve Giyilebilir Sistemin Tasarımı

Yapılan çalışmada, EMI/RFI (EMI: Electromagnetic Interference / RFI: Radio Frequency Interference) koruması için geliştirilmiş, Faraday çadırlarında kullanılan, güçlü ve son derece iletken bir tekstil kumaş, elektrot olarak kullanılmıştır. Resim 3.1 (a) ve (b)'de görüldüğü gibi iletken tekstilin üretici firma açısından uygulama alanları elektromanyetik uyumluluk, elektromanyetik girişim deneyleri, RF ölçümleri, mobil askeri/adli alanlar ve elektromanyetik kişisel korunma olarak belirlenmiştir. Bu kumaş ile yapılan koruyucu giysiler yüksek elektromanyetik radyasyona sahip bir ortamda çalışırken kullanılmaktadır [63].

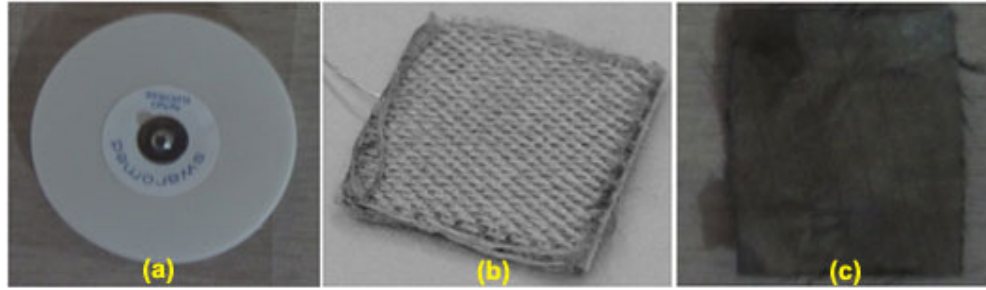


Resim 3.1. (a) Faraday kafesi (b) Elektromanyetik korumalı giysi [63]

3.2. Önerilen Tekstil Elektrot

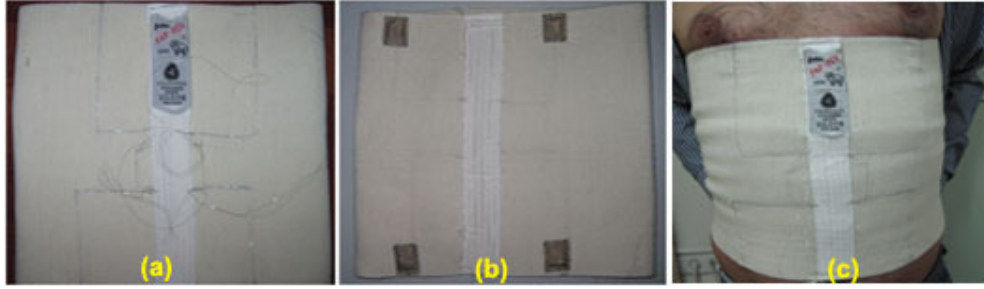
Endüstriyel olarak üretilen Resim 3.2 (a)'deki gibi bir EKG elektrotunun vücudu tahriş etmesi ve uzun süreli takiplerde kullanıcıyı sıkması gibi problemleri vardır. İlk zamanlarda bunları yok etmek için geliştirilen kıyafete monte edilecek Resim 3.2 (b)'deki gibi tekstil elektrotlarda kaba bir yapıda olup maalesef çok kullanışlı olmamıştır. Gerçekleştirilen sistemde kullanılması öngörülen elektrotlar, Holland

Shielding firması tarafından üretilen ve EMI/RFI koruyucu çadırlarında kullanılan radyo frekanslardan ve mikrodalgalardan koruma için üretilmiş son derece iletken, hafif ve güçlü bir tekstil malzemedir. Sağlam, yırtılmaz polyesterin bir yüzeyi, iyi bir koruma ve düşük korozyon için iletken nikel ve bakır ile kaplanmıştır. Bu nedenle, pamuk, ahşap, cam yâda kâğıt üzerinde ütülenebilir veya bir ruloya sarılabilir. Sıradan bir kumaş gibi kesilebilir veya dikilebilir. Resim 3.2 (c)'de iletken tekstilden alınmış 1 cm×1,5 cm'lik elektrot olarak kullanılacak olan tekstil elektrot ve tak-çıkart elektrot görülmektedir.



Resim 3.2. (a) Tek kullanımlık elektrot (b) Tekstil elektrot örneği (c) Önerilen tekstil elektrot

Geliştirilen bu iletken tekstil malzemesi, faraday kafesleri için iyi bir koruma performansı sağlarken EKG ölçümlerinde de çok iyi neticeler vermiştir. Endüstride elektrik alanlarını engelleyerek uzatma kabloları ve bilgisayar kablolarını korumak için kullanılırlar. Tekstil elektrot olarak kullanılacak olan iletken kumaş 230 g/m^2 , 0,17 mm kalınlığındadır. Bu iletken tekstillerle tasarlanan kıyafet, insanların kullanırken rahatsız olmayacağı ve günlük yaşantısı içerisinde de rahatça kullanabileceği şekildedir. Bunun için tasarım olarak vücudu bölgesel olarak saran ve şekil vermesine yardımcı olan korseler düşünülmüştür. Her türlü kıyafetle konforlu bir kullanım sağlayan ve anti bakteriyel özellikli hava geçirgen yapısı sayesinde rahat bir kullanım sağlayan korse tipi ile tekstil elektrotlar denenmiştir. Gerçekleştirilen sistemin, hareketli sporlardan masa başı işlerde çalışan kullanıcılara kadar geniş bir yelpazesi vardır. Genel olarak zaten bir medikal kıyafet olan korselerle tasarlanan sistemin iç, dış ve giyilmiş şekli Resim 3.3'den görülebilir.



Resim 3.3. Tasarlanan giyilebilir sistem (a) Önden görünüm (b) İç bölme (c) Giyilmiş şekli

3.3. EKG Veri Toplama Kartı

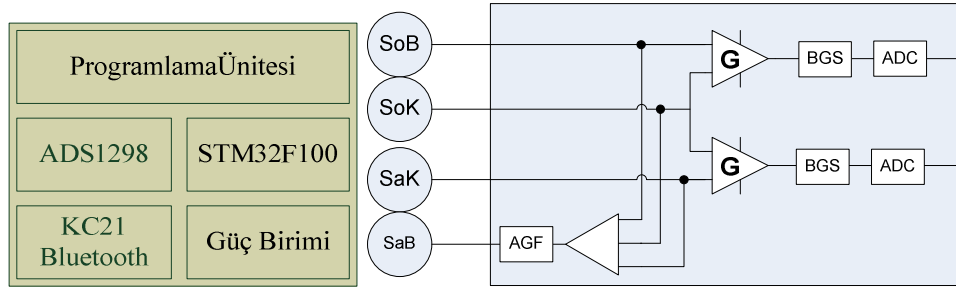
Bu bölümde gerçekleştirilen EKG düğümünün tasarım aşamaları ve yapısına değinilmiştir. Sistemde, hasta üzerinden EKG işaretini algılayarak bluetooth üzerinden hastanın cep telefonuna iletecek bir EKG kart tasarımı yapılmıştır. Yapılan kartın blok şeması Şekil 3.1'(a) da görüldüğü gibidir. Kart üzerindeki en önemli işlemlerin başında, EKG işaretinin algılanarak sayısal forma çevrilmesi gelmektedir. Bu işlem için Texas Instruments firmasına ait tümleşik bir eleman olan ADS1298 analog-sayısal çeviricisi kullanılmıştır [64]. Üzerinde var olan hazır süzgeç yapıları ve düşük güç sarfiyatından dolayı bu tümleşik eleman tercih edilmiştir. Literatürde bu işlem için kullanılan elemanlar ADC (Analog-Digital Converter) olarak ifade edildiği için bundan sonra bu şekilde belirtilecektir. Tasarlanan karttaki EKG donanımının önemli özellikleri Çizelge 3.1'de özetlenmiştir.

Çizelge 3.1. Tasarlanan EKG düğümünün özellikleri

Parametre	Değer
Derivasyon	I*, II ve III nolu derivasyonlar
Güç tüketimi	0.75mW/kanal
Kazanç	0 - 12
En yüksek Giriş Genliği	17 mV
Frekans aralığı	0.05 – 150 Hz
ADC Paketi	64 bacaklı TQFP
En yüksek çözünürlük	24 bit
* I = II-III	

EKG ön yükselteçleri yüksek giriş empedansı, düşük çıkış empedansı, sınırlı bant genişliği ve düşük güç tüketimine sahip olmalıdırlar. Ayrıca, yüksek, kazanç ve yüksek ortak mod bastırma oranı (CMRR) istenen diğer özelliklerdir [65]. ADS1298 tüm bunlara tümleşik bir çözüm getirmiştir.

Şekil 3.1 (b)'de EKG devresinde görüldüğü gibi dört adet elektrot kullanılmaktadır. Bunlar ile II ve III nolu derivasyonlar doğrudan, I nolu derivasyon da sayısal olarak örneklemeden sonra hesaplanabilmektedir. Şekil 3.1 (b)'de sol bacak SoB, sol kol SoK, sağ kol SaK ve sağ bacak SaB olarak gösterilmiştir. Bütün bu kanallar ADC içinden ayarlanabilmektedir. Bu elemanın tercih edilmesinin en önemli sebeplerinden biriside, üzerinde var olan dâhili süzgeç ve donanımlar sayesinde hem güç hem de malzeme sayısından tasarruf sağlamasıdır.



Şekil 3.1. (a) Ana kart (b) EKG yükseltecinin blok şeması

Gerçekleştirilen sistemde bazı dikkat edilmesi gereken noktalar vardır. Kullanılması gereken çözünürlük ve ADC çıkışındaki sinyalin mV'a dönüştürülmesi bunların başında gelmektedir. Düşük örnekleme hızlarında, EKG'deki R noktalarının yüksekliğinde değişiklikler meydana gelmekte ve sinyal kalitesi önemli ölçüde azalmaktadır. Buna karşın düşük örnekleme hızlarında daha az bellek kullanımı ve işlemci hızı gerekmektedir. Gerçekleştirilen EKG modülünde her bir kanal -32768 (16 bit) ile 32767 arasında değişir ve işaretli 12 bit ile temsil edilir. ADC çıkışı ve mV olarak EKG sinyali arasındaki ilişki ise Eş. 3.1'deki formül ile verilebilir.

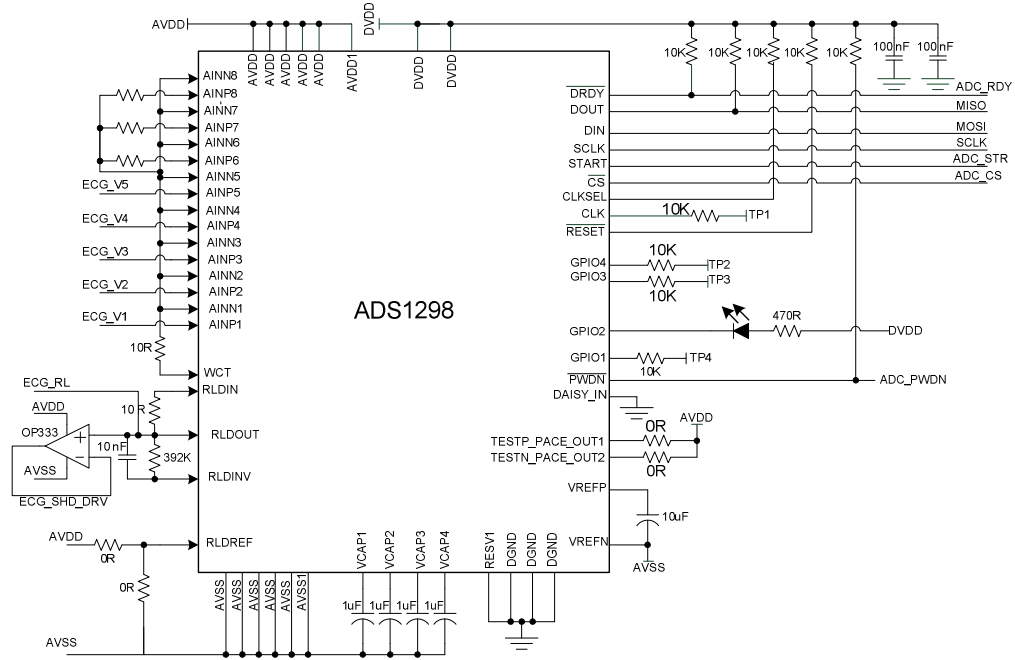
$$(ADC_{\text{çıkış}} - ADC_{\text{offset}}) \times ADC_{\text{duyarlılığı}} = EKG \times \text{Kazanç} \quad (3.1)$$

Burada ADC duyarlılığı aşağıdaki Eş. 3.2'deki gibi verilebilir

$$ADC_{\text{duyarlılığı}} = \frac{V_{\text{ref}}}{ADC_{\text{max}}} = \frac{4000}{65535} \quad (3.2)$$

Gerçek zamanlı sistemde geliştirilmiş bir doğruluk için EKG kanallarında ADC'nin ofseti ve kazancının hesaplanması gerekmektedir. Her bir kanalın ofset değerini belirlemek için, söz konusu kanalın diğer kanallara bağlanması gerekmektedir. Örneğin II nolu derivasyondaki ofset değerini bulmak için SaK ve SoB girişleri birbirine bağlanır daha sonra ADC'nin çıkışı II nolu derivasyondaki ofset değerimiz olur. Bu işlem devredeki ADC'nin ilk açılış anında yapılarak daha sonra tekrarlanmaz. Benzer işlem III nolu derivasyon içinde yapılmaktadır.

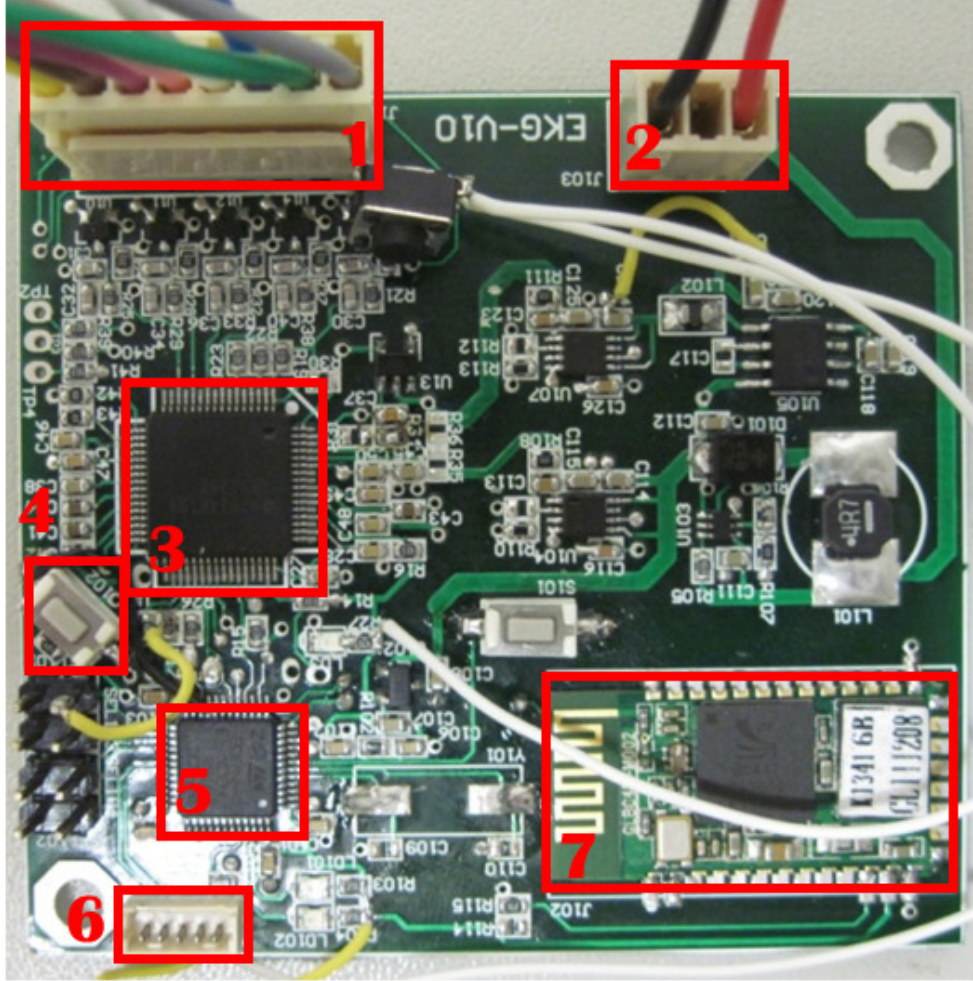
Burada, EKG sinyalinin tepe değeri, girişe uygulanan sinyalin genliğinin yarısıdır. Örneğin burada $\pm 1\text{mV}$ genlikli sinyal için 1 mV alınır. Tasarımda EKG devresinin kazancı 12'dir. ADC'nin ofset değeri de cihaz her açıldığında değişmektedir. İşlemci içerisinde ilk 100 ms'de veriler alınmaktadır. Veri alma işi, 48 MHz'lik işlemcinin 8 MHz çalışması ile sağlanmıştır. Daha sonra 400 ms alçak geçiren süzgeç işlemi ile 0.05-150 Hz arasında sınırlandırılmaktadır. Bu esnada mikroişlemcinin hızı 40 MHz'e çıkarılır. Daha sonra işlemci 200 ms uyutulmaktadır. Bu çalışma süreleri ve hız yazılımsal olarak değiştirilerek EKG düğümünün güç sarfiyatı minimuma indirilmeye çalışılmıştır. ADS1298, 32 kSPS gibi yüksek veri hızlarında çalışabilmektedir. Uygulamada ise 250 SPS yeterli gelmektedir. Herhangi bir giriş kanalı yazılımsal yapılandırma ile sağ bacak sürücüsü olarak seçilmiştir. Şekil 3.2'de tasarlanan sistemdeki ADS1298 bağlantı şeması görülebilir.



Şekil 3.2. ADS1298 Entegresinin kullanılarak gerçekleştirilen tasarımın bağlantı şeması

Tasarımda, STM32f100xx ailesinden olan STM32F100C4T6B işlemcisi kullanılmıştır [66]. Bu eleman EKG'nin alınması, işlenmesi ve bluetooth modül ile doğru hedefe gönderilmesinden sorumludur. Sahip olduğu iki adet I2C, iki SPI ve üç tane UART veri haberleşme yolları ile hem ADS1298 hem de bluetooth modül için uygun olduğundan bu eleman tercih edilmiştir. Çalışma gerilimi aralığı 3,0 ile 3,3 V dur. Bu sebeple düşük güçlü uygulamalar için oldukça uygundur. Seçilen bu elemanın hızı, gerçekleştirilmesi istenilen işlemlerin yapılması için yeterlidir. Ayrıca ilerleyen çalışmalarda da tek başına temel sayısal süzgeçlerin gerçekleştirilmesi için yeterli hafızaya ve hıza sahiptir. Şekil 3.3'de gerçekleştirilen donanımdaki işlemcinin bacak bağlantıları görülmektedir.

Board) mevcut endüstriyel bluetooth modülünün büyüklüğü yüzünden 5.9×6.5 cm olarak Resim 3.4'deki gibi gerçekleştirilmiştir.



Resim 3.4. EKG düğümünün son hali

Yüksek frekans sinyallerinin doğrultulması yâda işlenmesi için tasarımda elektrotlardan sonra BAT54W şottky diyotlar kullanılmıştır. Ayrıca, ICL7660 CMOS anahtarlama kapasitör voltaj çevirici kullanılmaktadır. Bu eleman pozitif gerilimi çevirir, katlar böler veya çarpar. Herhangi bir harici diyota gerek kalmadan 1,5V'dan 10V'a kadar çalışabilmektedir. Bu eleman çıkışı 0.5 V ve 10 mA'e düşürmektedir. Resim 3.4'da bitmiş devre tasarımı görülebilir. Resim 3.4'da 1 nolu çerçeve elektrot bağlantı noktalarındaki klemensdir. Daha sonraki çalışmalarda da

kullanılması için ADC'nin 8 kanalından çıkış yapılmıştır. Fakat sadece 4 kanalı aktif durumdadır. Resim 3.4'da 2 nolu çerçeve güç beslemesidir. Bu noktadan üç kalem pille 4,5 V besleme yapılmaktadır. Resim 3.4'da 3 ve 4 nolu çerçeve ise ADS1298 entegresi ve bu entegrenin programlama esnasında kullanılan resetleme anahtarıdır. Resim 3.4'daki 5 ve 6 nolu çerçeve ise kullanılan işlemciyi ve bu işlemcinin programlanmasında kullanılan uçları göstermektedir. Resim 3.4'daki 7 nolu çerçeve ise EKG ana kartın cep telefonu ile bağlantısını sağlayan bluetooth modüldür.

Gerçekleştirilen EKG kartında küçük, hafif, az ısı üreten ve az güç tüketen, mekanik titreşim ve sallantılara karşı daha dayanıklı, daha az istenmeyen radyo frekans parazitlerine neden olan, düşük iç dirençli ve düşük iç indüktanslı YME(Yüzey Montaj Elemanları) (SMD – Surface - Mount Device) malzemeler kullanılmıştır. Çizelge 3.2'de bu kartta kullanılan elemanlar ve bazı elektriksel özellikleri vardır.

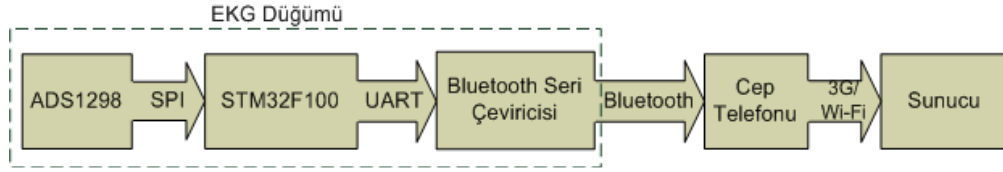
Çizelge 3.2. Kullanılan elemanların elektriksel özellikleri

Eleman	Akım	Çalışma Gerilimi	Güç Tüketimi
ADS 1298	0.5 mA	1.65V - 3.6V	0.75 mW / Kanal
STM32F100C4T6B	25 mA	2 V - 3.6 V	3 - 308 mW
GL-6B Bluetooth	0.37 mA	3.3 V	1,221 mW
TPS7A3001	47,14 mA	-35 V / -3 V	2,37 mW
TPS7A4901	47,14 mA	3 V / 35 V	2,37 mW
ICL7660	170 μ A	1.5V to 10.0V	0.85 mW

3.4. Gerçek Zamanlı EKG Veri Transferi

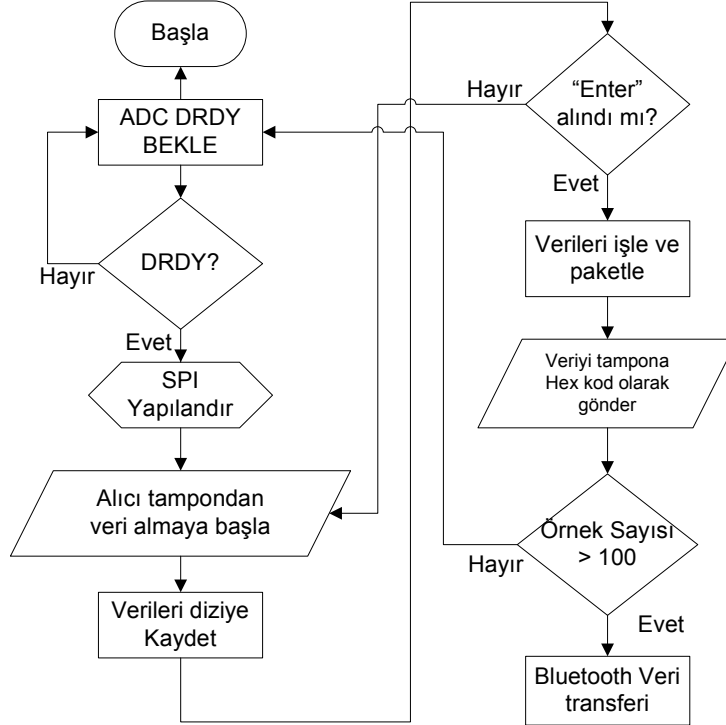
Tez çalışmasında gerçekleştirilen sistemin önemli aşamalarından biri, EKG verisinin algılanması, PDA'ya aktarımı, oradan da sunucuya aktarımını sağlamaktır.

Şekil 3.4'da sistemin gerçek zamanlı çalışması için kullanılan kontrol ve veri yolu ayrıntılı olarak görülmektedir.



Şekil 3.4. Veri akış diyagramı

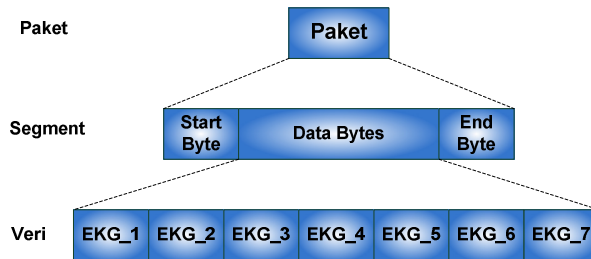
Burada birçok platform bir arada kullanılmıştır. Sistemde, SPI, UART, Bluetooth, platformlarının denetimi mikroişlemci tarafından gerçekleştirilirken 3G veya Wi-Fi cep telefonu üzerinden sağlanmaktadır. Cep telefonu karşı tarafla bağlantı sağlandığında bu iki (Mikroişlemci-Cep telefonu) denetim mekanizması senkronize olarak veri iletişimini başlatmaktadır. 3G ve Wi-Fi iletişiminin cep telefonu üzerinden gerçekleşmesi hazır PDA altyapısı olduğu için rahatlıkla sağlanmıştır. Fakat tasarlanan EKG düğümünün buna uyumlu olması burada önem arz etmektedir. Gerçekleştirilen algoritmanın akış diyagramı Şekil 3.5’de ayrıntılı olarak verilmiştir.



Şekil 3.5. EKG düğümündeki veri akış algoritması

Şekil 3.5’de görüldüğü üzere bluetooth ile kablosuz iletişimde, işlem süresini kısaltmak için paket içerisinde kontrol bloğu kullanılmamıştır, böylece algılayıcı cihaz üzerinde herhangi bir servis başlatılmamakta veya durdurulmamaktadır. Alıcı cihaz üzerinde gelen veri paketlerinin doğru alınması yeterli kabul edilmiştir. Veri paketlerinin uzunluğu her zaman sabittir.

Şekil 3.4’de ADC ile işlemci arası haberleşme yazılımsal SPI (Serial Peripheral Interface) protokolünü kullanarak seri olarak yapılmaktadır. Yazılımsal SPI haberleşmesinde veri iletimi I/O pinleri, gerekli “1” ve “0” seviyelerine çekilerek gerçekleşmektedir [68]. Gerçekleştirilen SPI iletişimde 3 ana fonksiyon ve 4 bacak (pin) bulunmaktadır. Fonksiyonlar, spi_init, spi_send_byte ve spi_get_byte kullanılan pinler ise CS, MOSI, MISO, CLK dur. Spi_init fonksiyonu USI modülünü SPI master mod kullanım için düzenlemektedir. SPI saat kaynağı SMCLK, seçilir ve veri iletişimi 8 bit olarak kesme kullanmadan yapılır. Bu noktada işlemci usta (master), ADC köle (slave) olarak seçilmiştir. Spi_send_byte fonksiyonu, master modda veri gönderme işlemi yapar. Gönderilecek olan veri parametre olarak girilerek fonksiyon çalıştırılır. Byte olarak gönderme yapar. Her seferde 1 byte gönderim yapar. Spi_get_byte fonksiyonu master modda veri alım işlemi yapar. Fonksiyon çalıştırıldığında karşı tarafta bulunan slave cihazdan bir byte veri okunur. Parametresiz okunan veri değeri byte olarak geri döndürülür. Şekil 3.6’de gerçekleştirilen veri paketi görülmektedir.

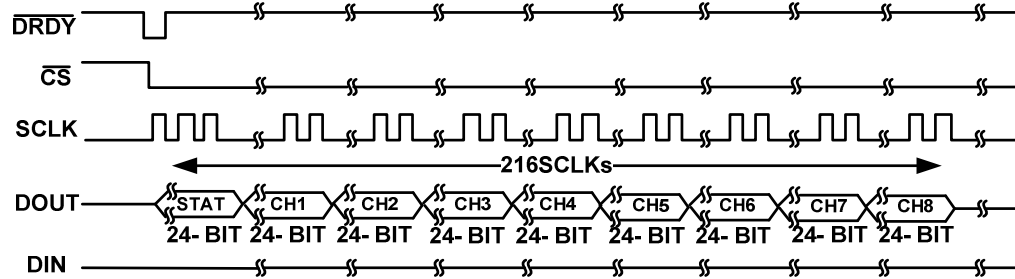


Şekil 3.6. Uygulamadaki SPI veri paketi

Uygulamadaki SPI iletişimde kullanılan 4 pin ise kısaca şu şekilde açıklanabilir; CS (Chip-Select) pini, haberleşmenin başlangıcını ve bitişini belirtir. MOSI (Master

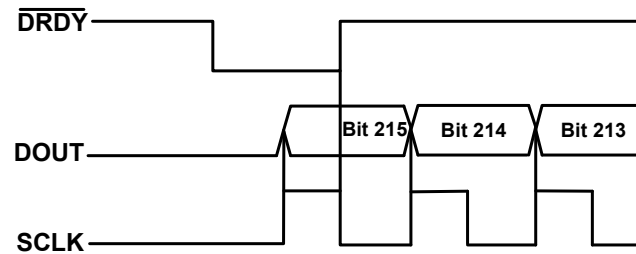
Output Slave Input) pini, işlemciden ADS1298'e veri akışı bu pin üzerinden olur. MISO (Master Input Slave Output) pini, ADC'den işlemciye veri akışı bu pin üzerinden olur. CLK (Clock) pini, MOSI ve MISO pinindeki verinin örnekleneceği saat frekansındır.

SPI 0 haberleşme yolu kullanılmaktadır, Clock artarken MOSI, clock inerken de MISO örneklenir. Uygulamadaki SPI haberleşme saat (clock) frekansı 2 MHz'dir. Şekil 3.7'de SPI haberleşmesi görülebilir [64].



Şekil 3.7. Uygulamadaki ADS1298 için SPI veri yolu [64]

Yukarıdaki 4 pine ek olarak ADC'nin DRDY pini çevrilmiş verinin ne zaman hazır olduğunu belirten bir pindir. Bu pin işlemcinin interrupt(kesme) pinine bağlıdır, DRDY pininde oluşan kesme SPI'dan veri transferini tetikler. Şekil 3.8'de bu haberleşme görülmektedir.



Şekil 3.8. $\overline{\text{DRDY}}$ ile veri alımı [64]

Şekil 3.4'de görüldüğü üzere hasta üzerindeki EKG düğümü ve cep telefonu arasındaki kısa mesafe için Bluetooth haberleşme teknolojisi kullanılmıştır.

Bluetooth teknolojisi kullanan cihazlar, AdHoc (ek bir merkez birime gerek duymayan) şekilde bağlantı kurmaktadır. Birbirlerinin kapsama alanında olan Bluetooth birimleri tek noktadan bir veya birden çok noktaya haberleşme kurarak “piconet” adı verilen şebekeyi oluştururlar [69]. Gerçekleştirilen sistemde Sure elektronik tarafından tasarlanan GL-6B dönüştürücü modülü kullanılmıştır. Şekil 3.9’daki ürün, Bluecore 4-AudioROM chipsetini kullanan bir Class 2 Bluetooth dönüştürücü modülüdür. Bu dönüştürücü 9600 bps hızında UART haberleşmeyi sağlar.

Uygulamada bluetooth ve STM32F100 arasındaki haberleşme protokolü TTL seviyesinde RS-232’dir. Toprak (Ground), iletim (transmit) ve alma (receive) bacaklarından oluşan 3 bacaklı RS-232 haberleşmesi kullanılır. Sinyal seviyesi TTL’dir. -5 V ve +10 V standart RS-232 seviyesinde değildir. Sistemde eşlik (parity) biti olmaksızın 1 stop-bit ve 8 bit veri ile baud hızı (Baudrate) 9600 olarak uzak bir noktaya iletilir. Bu protokolün uygulama detayları bluetooth standardında verilmiştir. Uygulamada bluetooth modül köle (slave) olarak, cep telefonu usta (master) olarak yapılandırılmıştır.



Şekil 3.9. Kullanılan bluetooth modül ve veri paketi yapısı

Temel bant denetleyicisi, üst katmanlardan gelen ilk bit’i ve aynı zamanda iletim ortamına gönderilecek olan ilk bit’i, senkronizasyon kodu ya da erişim kodu olarak

yorumlar. Erişim kodu, en az ağırlıklı Bit'tir (LSB – Least Significant Bit) ve tüm paket biçimlerinde LSB en solda yer alır. Piconet kanalında veri, paketlerle taşınır. Genel paket biçimi Şekil 3.9'dadır. Her bir veri paketi iki bölümden oluşur, bunlar erişim kodu ve kullanıcı verisi'dir.

3.5. Gerçekleştirilen PDA Yazılımı

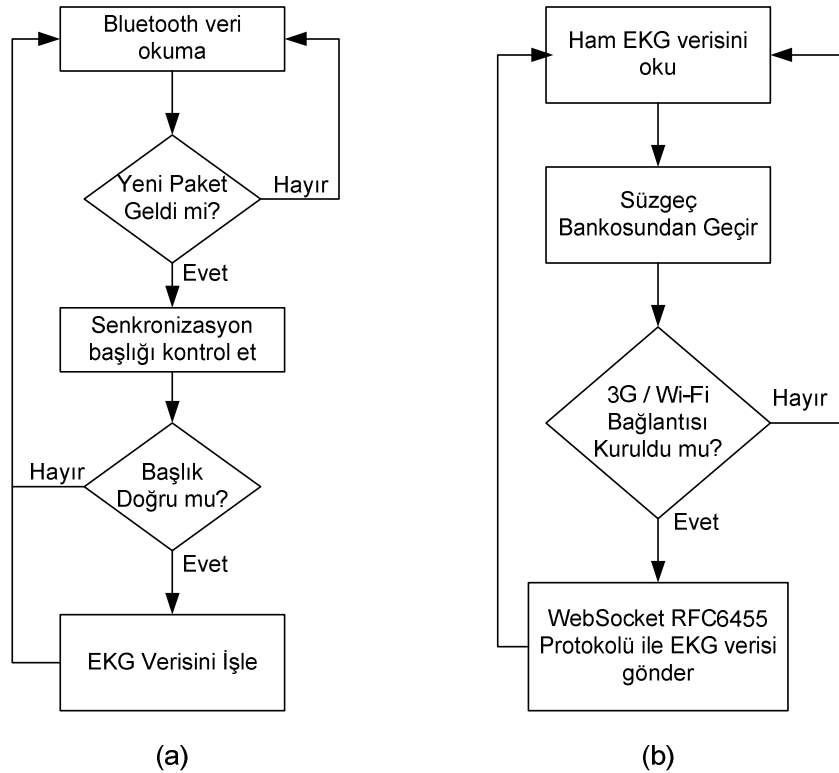
Algılanan veri bluetooth üzerinden Android/Nokia Symbian/Iphone gibi cihazlara aktarılabilir. Haberleşme kablosuz bluetooth olmasına rağmen veri transferi kolay ve hızlı olmasından dolayı seri haberleşme gibi bir protokol ile gerçekleşir [70]. Şekil 3.10 (a)'da uygulamadaki bluetooth veri çevrimi açıkça görülmektedir. Cep telefonu tarafında çalışan uygulama java tabanlı olarak gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen yazılım istendiği takdirde, seçilen platforma uygun olarak grafik ön yüzü hazırlanır ve arka tarafta java kodu olarak çalıştırılabilir. Uygulamada son yıllarda açık kaynak kodlu olmasından dolayı çok rağbet gören bir platform olan android işletim sistemi seçilmiştir. Grafikselsel ön yüzü XML(Extensible Markup Language), arka tarafı java nesneleri kullanılarak hazırlanan program yaklaşık 1 MB'tır.

Gerçekleştirilen çevrilmiş EKG verisi Android cihaza N örneklik kümeler halinde aktarılır. N sayısı örnekleme hızına göre 100, 250 gibi bir sayı seçilebilir. Optimal güç aktarımını sağlamak için veri paketi halinde gönderim metodu tercih edilmiştir. Gerçekleştirilen yazılımda N sayısı 100'dür. Her bir paket N örnekten oluşur, her bir örnek 2 bayt'tır ve her bir örnek sadece 1 lead bilgisi taşımaktadır. Buna göre saniyedeki veri hızı (D_v) Eş. 3.3'ki gibi verilebilir. Burada D_s örnekleme çözünürlüğünü, D_n ise örnek sayısını gösterir.

$$D_v = D_s \times D_n \quad (3.3)$$

Gerçekleştirilen sistem için bu sayı $16 \times 250 = 4$ kbit'tir. Her bir paket ise, $2 \times 100 = 200$ bayttır. Android tarafında paketin ne zaman başlayıp ne zaman biteceğini anlamak için 4 baytlık bir senkronizasyon başlığı kullanılmıştır. Buna göre her bir paket başında "0x71, 0x11, 0x71, 0x13" gönderilmektedir. Buradaki sayılar

ADC'den elde edilecek verilerin en az olasılıkla başlık ile çıkışacak durumu sağlayacak şekilde seçilmiştir. Başlıktan sonra 200 bayt paket verisi gelmektedir ve işlem kendisini tekrar edecek şekilde devam etmektedir. Şekil 3.10 (b)'de ise gerçekleştirilen Android yazılım içindeki (Bluetooth'dan – 3G/Wi-Fi veri gönderimi) veri çevrimi ayrıntılı olarak görülebilir.

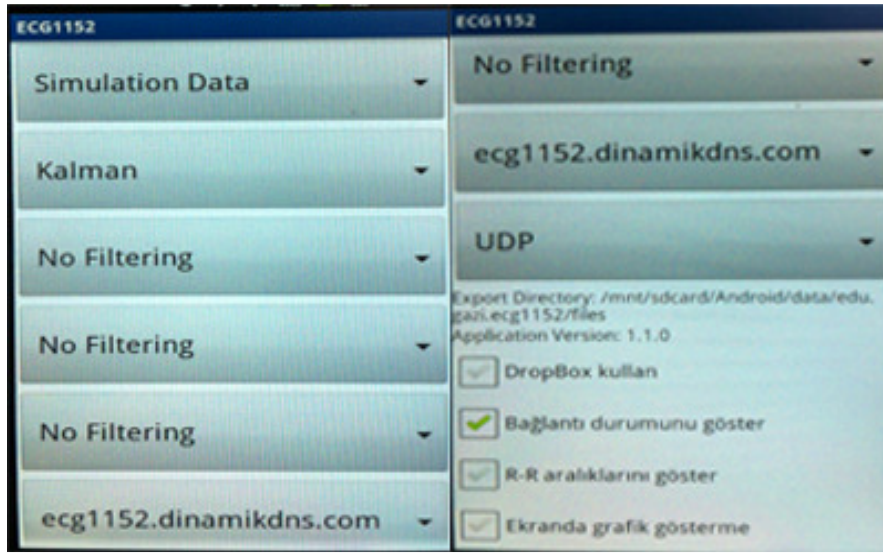


Şekil 3.10. Gerçekleştirilen sistemdeki (a) Bluetooth protokolü (b) Android yazılımı

Hasta üzerindeki Android uygulamasından sunucuya ve doktora giden her türlü bilgi farklı teknolojiler denenerek gönderilmiştir. Uygulamada RFC 6455 WebSocket, TCP(Transmission Control Protocol - İletim Kontrol Protokolü) ve UDP (User Datagram Protocol - Kullanıcı Veribloğu İletişim Protokolü) standartları temel alınarak gerçekleştirilen yazılım Internet Explorer 10+, FireFox, Safari ve Google Chrome ile tam uyumlu olarak çalışmaktadır [71]. Burada en sorunsuz ve hızlı çözümün UDP olduğu görülmüştür. Bu protokol en az iletişim kuralı ile bir noktadan diğer noktaya mesaj göndermek için geliştirilmiştir. UDP, verilerin doğru ya da yanlış şekilde iletilip iletilmediğine bakmadan iletişim sağlar. Bu sebeple diğer

yöntemlerden daha hızlıdır. Yazılımcılar, birçok zaman UDP'yi TCP'ye tercih ederler, çünkü UDP ağ üzerinde fazla bant genişliği kaplamaz [71]. Bu sebeple bu tez çalışmasında da UDP tercih edilmiştir.

Şekil 3.11'de gerçekleştirilen Android yazılımının Ayarlar penceresinin içeriği görülmektedir. Buradan kullanıcı istediği her türlü ayarları kendisi gerçekleştirebilmektedir. Süzgeçleri, sunucuyu, bağlantı tipini ve EKG özelliklerini ayarlayabilmektedir. Süzgeçleri kaskat olarak devreye alabilmekte ve EKG işaretini en temiz halini kendi izleyebilmekte ve aktarabilmektedir.



Şekil 3.11. Android yazılımı

Android uygulamasından JavaScript'e gönderilen EKG verisi virgülle ayrılmış alanlardan oluşur. Burada MAX, gönderilen verinin olabilecek en yüksek değeri, MIN ise gönderilen verinin olabilecek en küçük değeridir. Daha sonra pakette N-1 adet EKG verisi bulunur.

3.6. Gerçek Zamanlı Sinyal İşleme

Yapılan çalışmanın diğer birçok çalışmalardan farkı tamamen gerçek zamanda işlem yapmasıdır. Gerçek zamanlı uygulamalarda DSP sistemlerinin birçok sınırlılığı

vardır. Bunların başında sistemin bant genişliğinin örnekleme oranı ile sınırlı olmasıdır. Örneklenebilen analog sinyalin işlem hızı maksimum hızı belirler. Gerçekleştirilen uygulamada bu değer 24 bit, 250 SPS'dan 32 kSPS'a kadar değişebilir. Bu tamamen güç sarfıyatı ve işlem yoğunluğu ile alakalıdır. Gerçek zamanlı sinyal işlemede, örnek örneğe işlem yapılır. Bir çıkış örneği bir giriş örneği sisteme girdiğinde üretilir. Bu yüzden örnek örneğe işleme için en az bir örnek aralığı, giriş ve çıkış arasındaki gecikme olmalıdır. Bir gerçek zamanlı DSP sisteminde sinyal işleme süresi " t_p ", yeni örnek içeri gelmeden önce işleme görevini tamamlamak için, örnekleme periyodundan " T_s " daha az olması gerekmektedir. Yani $t_p + t_0 < T_s$ olmalıdır. Burada t_0 giriş, çıkış işlemleri arasındaki aşmadır. Bu zor gerçek zamanlı kısıtlama, en yüksek frekans sinyali ile sınırlıdır. Gerçek zamanda bu limit f_M bant genişliği olarak Eş. 3.4'deki gibi verilir [72],

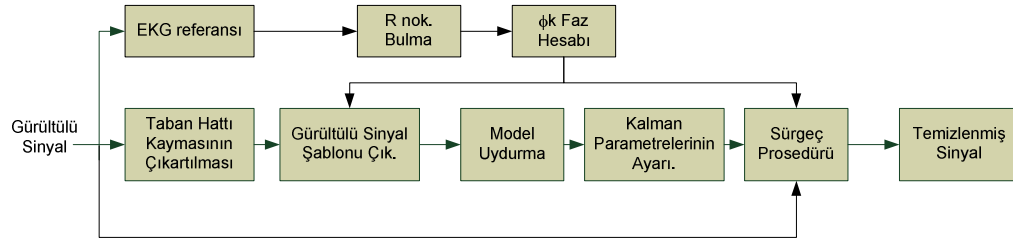
$$f_M \leq \frac{f_s}{2} < \frac{1}{2(t_p + t_0)} \quad (3.4)$$

Uzun işlem süresi, daha düşük bant genişliği demektir, yani bu belirli bir işlemci tarafından ele alınabilir. Eş. 3.4'deki denklem G/Ç işlemlerinin yükünü azaltarak gerçek zamanda bant genişliğinin artırıldığını göstermektedir.

3.7. Gerçek Zamanlı Genişletilmiş Kalman Süzgeci

Genişletilmiş Kalman süzgecinin tanımları ve denklemlerinin tüm yönleriyle başlangıçta anlaşılması zordur. Uygulamalarda çoğu durumda, durum matrisleri atılarak yâda bazı kabuller yapılarak denklemler basit hale indirgenmeye çalışılmıştır. Aşağıdaki Şekil 3.12'de Reza Sameni ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen genişletilmiş Kalman süzgecinin EKG üzerine uygulama adımlarının blok şeması görülmektedir [37, 39]. Mevcut şemadaki blokların altlarında da alt bloklar yer almaktadır. Bütün bunlar basitleştirilerek tek bir blok halinde gösterilmiştir Yapılan tez çalışmasında da aynen bu adımlar kullanılmıştır. Diğer çalışmalardan farklı olarak sistem gerçek zamanlı olarak tasarlanmıştır [37, 39, 59]. Aynı zamanda EKG işaretinin modellenmesinde kullanılan Çizelge 2.1'deki

parametreler Reza Sameni ve arkadaşları tarafından daha önceden hazırlanmışken yapılan çalışmada, algılanan sinyal üzerinden ilk kalibrasyon anında değerler çıkartılarak bu tablo oluşturulmaktadır [39].



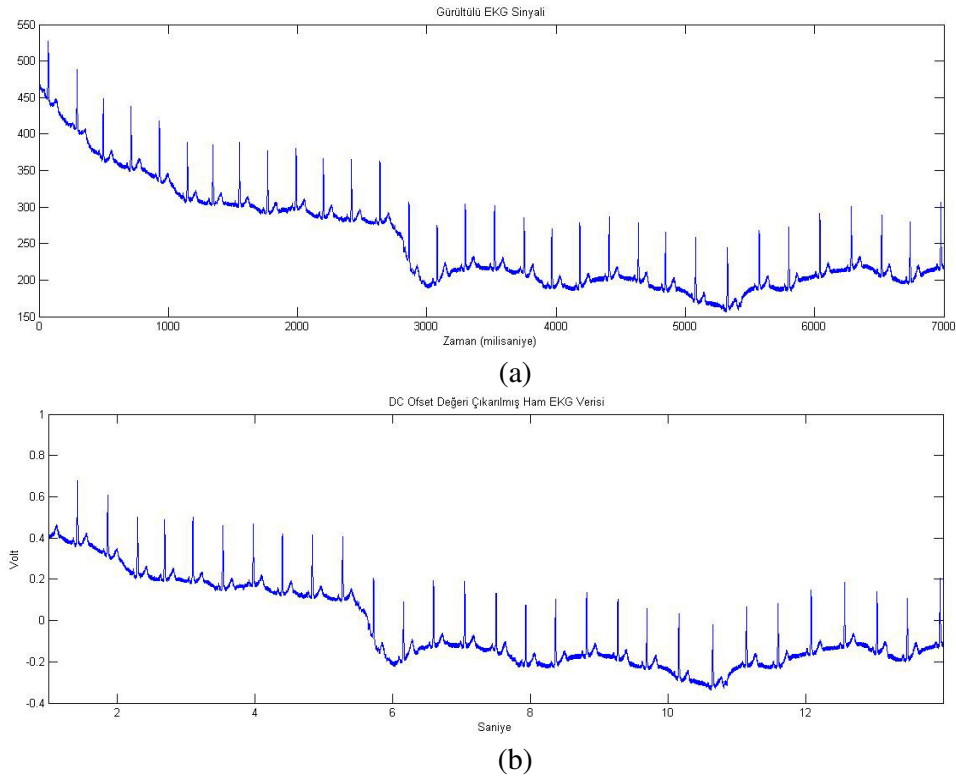
Şekil 3.12. EKG temizlenmesi için uygulanan Genişletilmiş Kalman süzgecinin blok diyagramı [39]

Gerçekleştirilen Kalman süzgeci EKG işaretlerinin temizlenmesinde özetle şu şekilde çalışmaktadır. Öncelikle sistemin tam olarak modellenmesi sağlanmıştır. Bunun için R. Sameni ve arkadaşlarının McSharry ve arkadaşlarının yapmış olduğu dinamik EKG modelini geliştirerek tasarladıkları 3 boyutlu EKG modeli bu çalışmada kullanılmıştır [37]. Bu model ortaya çıktıktan sonra gerçek EKG verileri üzerinden alınan parametrelerle oluşturulan EKG işareti ölçümlerle karşılaştırılmaktadır. Bu noktada EKG işaretinin ortalamasının standart sapma etrafındaki değerlerine yakınsayan değerler alınarak diğer değerler atılmaktadır. Bu şekilde anlık EKG verileri modelle karşılaştırılarak herhangi bir veri depolama ihtiyacı olmaksızın işaret gürültülerinden temizlenmektedir.

Gerçekleştirilen sistemde gerçek zamanlı sinyal işleme yapacak olan Kalman süzgecinin iyi performans göstermesi için modelleme yapılırken sinyalin olabildiğince temiz ve 0.05 Hz ile 105 Hz aralığında olması önemlidir. Taban hattı kayması ve diğer olası gürültülerden arınmış sinyalin modellenmesi daha doğru yapılabilmekte dolayısı ile Kalman süzgecinde öngörüler daha doğru olmaktadır. Bu amaçla sinyal bir ön işleminden geçirilmektedir.

Tüm bu uygulamalar sayısal olarak gerçek zamanlı sağlanmaktadır. Fakat olayın gerçekleşme safhalarının daha detaylı görülebilmesi için MATLAB yazılımında benzetimi yapılmıştır. Gerçek zamanlı olarak yürüyüş bandında saatte 2.0 km/saat yürüyüş hızında alınan sinyal üzerinde adım adım işlemler anlatılmıştır. Öncelikle sinyal ortalama değerinden çıkartılmış daha sonra maksimum mutlak değerine bölünerek DC Offset değeri atılmıştır.

Şekil 3.13(a)'daki grafikte y ekseninde 460 noktasından başlayan sinyal, normalize edilerek Şekil 3.13 (b)'de gerçek değeri olan 0.42 değerinden başlamaktadır. Bu işlem sinyal üzerinde bir değişikliğe yol açmamakta sadece sinyalin daha doğru ölçeklendirilmesini sağlamaktadır.



Şekil 3.13. (a) DC ofsetli ham EKG sinyali (b) DC ofset atılmış ham EKG verisi

Sinyal daha sonra alçak geçiren süzgeç üzerinden geçirilmiştir. Bu işlem için 2. dereceden alçak geçiren bir süzgeç tasarlanmıştır. Kalman süzgecin sinyal üzerindeki

etkisinin çok daha iyi gözlemlenmesi için süzgeç tasarımlarında en az işlemli ve sinyal üzerinde sadece belirli sınırlamalar yapacak şekilde süzgeçler seçilmiştir. Bu alçak geçiren süzgecin transfer fonksiyonu Eş. 3.5’de verilmiştir.

$$H(z) = \frac{(1-z^{-6})^2}{(1-z^{-1})^2} \quad (3.5)$$

Süzgecin fark denklemleri ise Eş. 3.6’de verilmiştir.

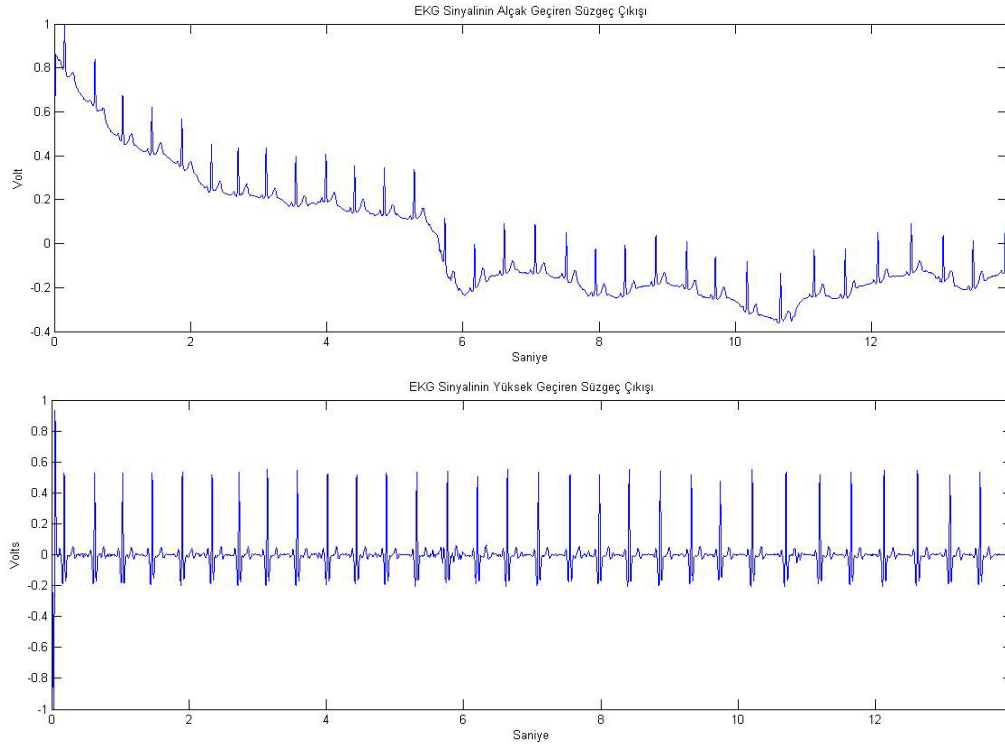
$$y(nT) = 2y(nT-T) - y(nT-2T) - x(nT) - 2x(nT-6T) + x(nT-12T) \quad (3.6)$$

Bu işlemler sistemin ilk başlangıç anında EKG modelinin oluşturulması için hazırlanan ölçümleme aşamasında çalışmaktadır. Bu aşamada alçak geçiren süzgecin kesim frekansı yaklaşık 11 Hz’dir. Gerçek zamanlı süzgeçte gecikme önemlidir. Bu süzgeçten dolayı oluşan gecikme yaklaşık 5 örnektir. Bu da 200 sps örnekleme oranı için 25 ms’dir. Kesme frekansının yaklaşık 11 Hz olması EKG sinyali için çok düşük olabilir. Fakat bu süzgeç ile herhangi bir 50 Hz gürültü veya kas paraziti de önemli ölçüde zayıflatılmış olmaktadır.

Sinyalden de görüldüğü gibi EKG işareti üzerinde çok ciddi bir taban hattı kayması vardır. Solunum ve vücut hareketlerinden oluşan bu temel gürültü, 0.15 Hz ile 0,3 Hz frekansları arasında dolaşır. Bu kayma için de yüksek geçiren bir süzgeç tasarımı yapılmıştır. Uygulamada yüksek geçiren bir süzgeç için tüm geçiren süzgeçten gecikme ile birinci dereceden bir alçak geçiren süzgecin çıkarılması şeklinde tasarlanmıştır. Bu süzgeç için fark denklemi Eş. 3.7’den görülebilir.

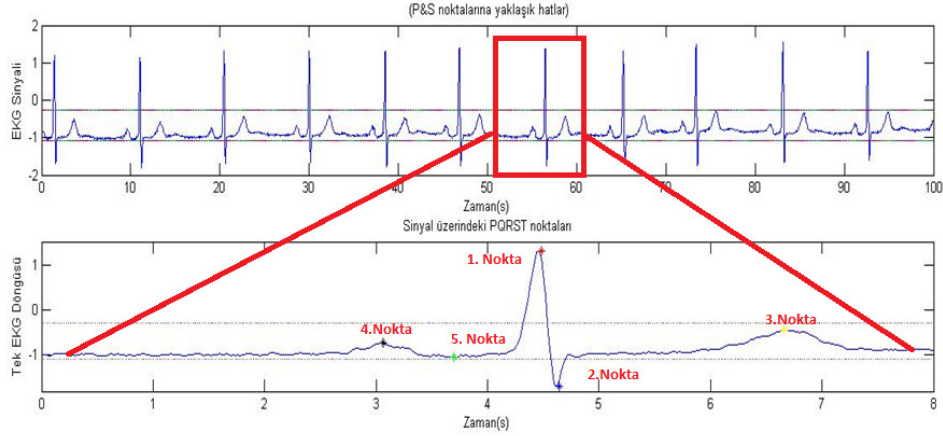
$$p(nT) = x(nT-16T) - \frac{1}{32} [y(nT-T) + x(nT) - x(nT-32T)] \quad (3.7)$$

Bu süzgecin düşük kesim frekansı yaklaşık 4Hz’dir ve gecikme yaklaşık 16T (veya 80 ms) dir. Her bir süzgecin çıkışı Şekil 3.14 (a) ve (b)’den görülebilir.



Şekil 3.14. (a) Alçak geçiren süzgecin çıkışı (b) Yüksek geçiren süzgecin çıkışı

Önerilen gerçek zamanlı süzgeç yapısının diğer çalışmalardan farklı olarak uygulamaya konması bu noktada başlamaktadır. Çizelge 2.3’de verilen Eş. 2.10’daki sentetik EKG modelinin parametreleri yapılan uygulamada gerçek zamanlı olarak her 1 dakikada kendini yenileyecek şekilde yapılmıştır. Böylece her hasta için Çizelge 2.3’ün tekrar tekrar hazırlanmasına gerek kalınmaz. Ayrıca hastanın EKG’si herhangi bir aritmi durumuna geçmesi durumunda sistem kendini buna uyarlayacaktır. Burada model noktalarının tespiti için literatürde başarısı kanıtlanmış Pan Tompkins algoritması kullanılmıştır [62]. Ayrıca bu algoritmada tamsayı katsayılar kullandığı için kayan nokta işlemlere gerek yoktur ve gerçek zamanlı uygulamalar için oldukça uygundur. Şekil 3.15’de önemli noktaların bulunması için hazırlanan benzetim çıktısı görülebilir.



Şekil 3.15. Eş. 2.9'daki EKG model parametrelerinin tespiti

Jiapu Pan ve Willis J. Tompkins'in gerçekleştirdikleri algoritmada 4 ana aşama vardır. Bunlar sırasıyla bant geçiren süzgeç, türev alma, kare alma ve kayan pencere integrasyonudur. İlk aşamada EKG, 0 -150 Hz aralığında zaten sınırlandırılmıştı. İkinci bölümde ise EKG sinyali içindeki segmentlerden en hızlı değişen QRS'lerin belirginleşmesi, yavaş ve alçak frekanslı segmentler olan P ve T dalgalarının bastırılması için türev operatörü uygulanmıştır. Kare alma işlemi ile negatif değerler pozitif hale getirilmiş ve küçük değerler daha da küçülürken, büyük değerler daha da belirginleşmiştir. EKG' de QRS'ler daha büyürken, P ve T noktaları daha da küçülür. Son olarak, integrasyon işlemi ile yumuşatma yapılır. Uygulamalarda oldukça çok kullanılan bu algoritma ile gerçek zamanlı olarak QRS komplekslerinin yerleri tespit edilerek Kalman süzgeç yapısı içerisine parametre akışı sağlanmıştır. Pan-Tompkins algoritmasının temeli, integrasyon sonucunda, oluşan matrisdeki birbirini izleyen indislerin arasındaki farkın, belirlenen eşik değerini aşıp aşmamasına dayanmaktadır [62]. Algoritmada ilk yükselen nokta QRS döngüsünün başlangıcını vermektedir. Fakat bu yükselen noktanın ardından da S noktasına kadar tekrar bir düşüş olmamalıdır, bu yüzden bir pencere belirleyerek bu pencere matrisi boyunca azalma yoksa ilk yükselen nokta Q noktası olarak belirlenir. Q ve S noktaları belirlendikten sonra bu indislerin orijinal sinyal üzerindeki yeri olan QRS komplekslerinin maksimum elemanı olan R noktaları bulunmuştur. Q, S ve R noktalarının tespitiyle, QRS genişliği, QRS genliği, RR aralığı bulunmuştur. S noktasından sonra veriler

başka bir matrise alınarak burada başka bir pencere belirlenerek bu pencere matrisi boyunca artıştan azalmaya geçtiği nokta T noktası olarak belirlenir. Aynı işlem devam ettirilir ve burada da artıştan azalmaya geçtiği nokta P olarak işaretlenir. Böylece iki QRS segmenti sonunda, P, Q, R, S, T, P-Q, Q-R-S, R-R, S-T segmentleri ortaya çıkarılmıştır. Q ve S noktaları arasındaki mesafe hesaplanarak QRS genişliği elde edilmiştir. QRS genliği, sinyalde yeri tespit edilen QRS kompleksinde maximum ve minimum noktalar arasındaki uzunluk hesaplanarak elde edilmiştir. Benzer şekilde RR aralığı, tespit edilen iki R noktası arasındaki mesafe hesaplanarak elde edilmiştir. Bu noktaların tespit edilmesi ile yazılımsal olarak 5×2'lik bir matris her bir dakikada güncellenir. Çizelge 3.3'de gerçekleştirilen Pan Tompkins algoritması sonucu elde edilen parametreler görülmektedir.

Çizelge 3.3. Örnek parametre verileri

İndeks(i)	P	Q	R	S	T
a_i	1.15	-2.25	23	-3.4	2.75
b_i	0.2	0.15	0.17	0.18	0.6

EKG işaretinin modellenmesinde McSharry ve arkadaşları tarafından önerilen dinamik denklemler kartezyen koordinat şeklinde verilmiştir. Reza Sameni ve arkadaşları ise Eş. 2.10'daki bu modeli kutupsal koordinatlara çevirerek denklemleri daha sade ve anlaşılır hale getirmişlerdir. Bu yeni denklemler kümesi P. E. McSharry ve arkadaşlarının önerdiği denklemler kümesine oranla daha basittir. Çünkü en başta, kutupsal form çok daha sade ve yoruma açıktır. Bu şekilde yazmanın başka bir yararı ise “ θ ” faz parametresi, P, Q, R, S, T dalgalarının açısal pozisyonunu belirten belirgin durum değişkenidir. Bu durumda, basitleştirilmiş dinamik model Eş. 3.8'deki gibi olur:

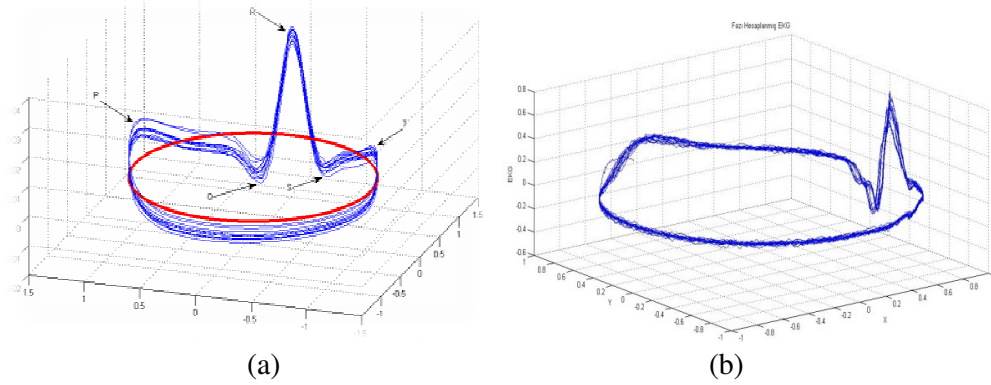
$$\begin{cases} \theta_{k+1} = (\theta_k + w\delta) \bmod(2\pi) \\ z_{k+1} = -\sum_i \delta \frac{\alpha_i w}{b_i^2} \Delta\theta_i \exp\left(-\frac{\Delta\theta_i^2}{2b_i^2}\right) + z_k + \eta \end{cases} \quad (3.8)$$

Burada “ δ ” örnekleme periyodu α_i , b_i , θ_i ise sırasıyla genlik, açısal yayılım ve Gauss fonksiyonunun yeridir. RR aralıklarının değişkenliğini ise $\Delta\theta_i = (\theta_k + \theta_i) \bmod(2\pi)$ temsil etmektedir. Bu ifadeden de anlaşılacağı üzere RR aralıkları 2π aralığında değişmektedir. Eş. 3.8’de görüldüğü gibi EKG işareti, ayırık zamandaki “ z ” örneklerin birleştirilmesi ile oluşmaktadır. “ η ” ise taban hattı kayması ve diğer işlem gürültüsü kaynaklarını temsil eden rastgele toplamsal gürültüdür. Eş. 3.8’deki z_{k+1} ifadesi bize i değişkeni üzerinden Gauss fonksiyonlarını toplayarak istenen EKG kanalının şeklini elde etmemizi sağlar. Burada θ_k ve z_k durum değişkenleri olarak kabul edilmişlerdir. Bağımsız ve özdeş dağılmış rastgele w , α_i , θ_i , b_i ve η Gauss değişkenleri işlem gürültüsü olarak düşünülmüştür. Bu durumda Eş. 2.5 ve 2.6’deki durum sistemi ve işlem gürültü vektörleri Eş. 3.9 gibi tanımlanmışlardır [37-39, 58]:

$$\begin{aligned} x_k &= [\theta_k, z_k]^T \\ w_k &= [\alpha_P, \dots, \alpha_T, b_P, \dots, b_T, \theta_P, \dots, \theta_T, w, \eta] \end{aligned} \quad (3.9)$$

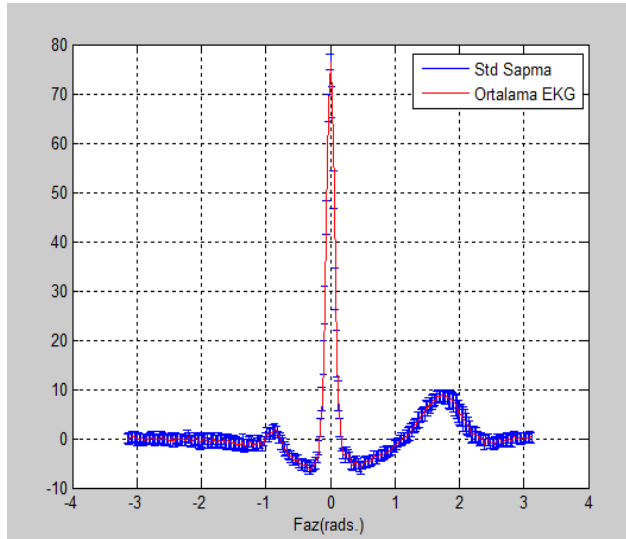
İşlem gürültüsünün kovaryans matrisi $Q_k = E\{w_k w_k^T\}$ şeklinde verilmiştir. Eş. 2.9’da görüldüğü gibi her bir P, Q, R, S ve T, segmentleri bir Gauss fonksiyonu ile modellenip “ θ_i ” belirli açısal yerlerde yerleşmişlerdir. EKG’nin üç boyutlu eğrisinde “ z ” koordinatının zamana göre grafiği döküldüğünde Şekil 3.16 (a)’da Reza Sameni tarafından elde edilen Şekil 3.16 (b)’de ise gerçekleştirilen yazılım ile elde edilen sentetik EKG görülmektedir.

Aslında, Eş. 3.8’den oluşturulan üç boyutlu eğri, x-y düzleminde her bir θ_i ’e yaklaşırken aşağı ve yukarı doğru itilen bir dairesel limit çemberinden oluşur. Uygulamada, verilen bir EKG’de parametre seçimi sinyalin kendisinden yapılarak otomatik tahmin yapılmaktadır. Bunun için, yukarıdaki bölümde bahsedildiği gibi, her hangi gürültülü bir EKG, grafiğini kutupsal koordinatlarda birim çemberin ($r = 1$) üzerinde çizerek üç boyutlu hale getirilebilir.



Şekil 3.16. (a) R. Sameni ve arkadaşlarının oluşturduğu sentetik EKG yörüngesi [37]
(b) Eş. 2.10'dan oluşturulan sentetik EKG'nin yörüngesi

Şekil 3.16'deki tipik bir gürültülü EKG'nin faz-dolanımından verilen bir EKG için dinamik model parametrelerini tahmin etmek mümkündür. Bunun için, faz-dolanımından EKG'nin ortalama ve varyansı 0 ile 2π arasındaki tüm aşamaları için hesaplanır. Bu bize, ortalama EKG dalga formunu verir. Bu yaklaşım tarafından çizilen bir sinyal Şekil 3.17'de verilmiştir.

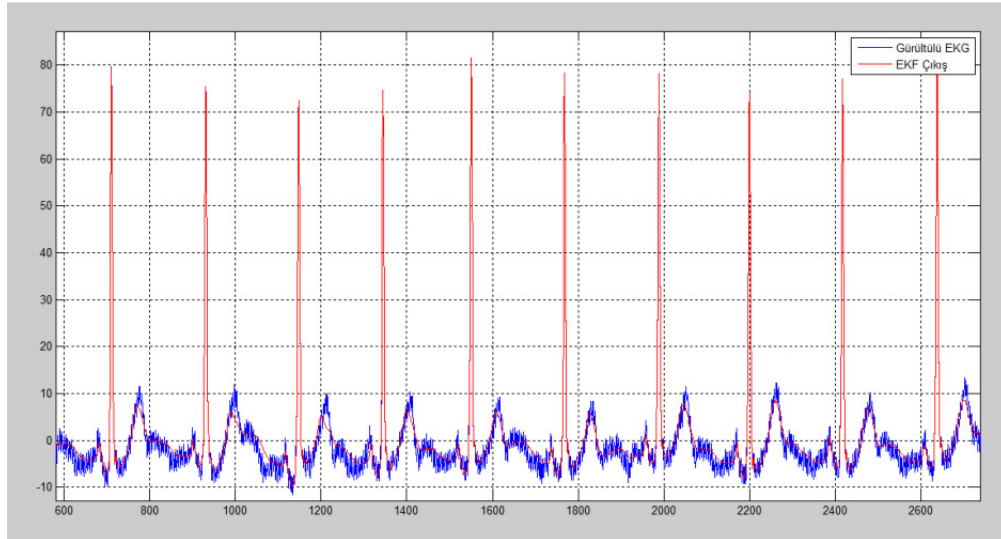


Şekil 3.17. Gürültülü bir EKG'deki ortalama ve standart sapma çubuğu

Şekil 3.17'deki hata çizgisi, ortalama EKG döngüsü etrafındaki farklı EKG döngülerinin standart sapması (SS) ile ilişkilidir. Daha sonraki en önemli nokta,

ortalama EKG döngüsüne en uygun olan noktaların tespitidir. Bu aşamada, birçok optimize etme yöntemi kullanılabilir. Örneğin, G.D Clifford ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmadaki gibi, doğrusal olmayan en küçük-karekök yaklaşımını kullanarak, en az ortalama karesel hata anlamında bu noktaların en iyi tahmini bulunabilir [61]. Doğruluğu ve geçerliliği kanıtlanmış bu yöntem uygulamada da kullanılmıştır.

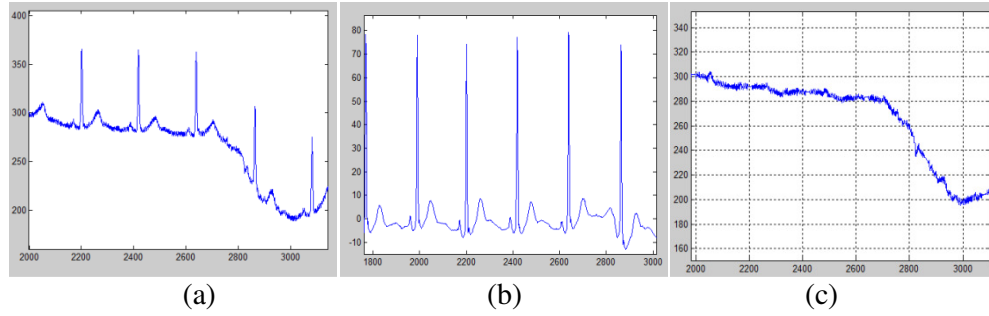
Yapılan çalışmada, uygulamalar öncelikle Matlab yazılımı ile gerçekleştirilmiş, daha sonra java programlama dilinde, aynı veri kümesi üzerinden denemeler yapılmıştır. Süzgecin doğru uygulandığından emin olmak için bu iki sonuç karşılaştırılmıştır. Uygulamada 250 Hz'lik örnekleme periyoduna sahip 32 sn'lik bir veri kümesi alınmıştır. Sinyalin ortalama kalp atım hızı 1.2 Hz yani 72 vuruş/dakika (bpm)'dir. Aşağıdaki Şekil 3.18'da EKG sinyalinin dinamik EKG sinyalini takip ettiği ve gürültüleri temizlediği açıkça görülmektedir.



Şekil 3.18. Ham EKG verisi ile GKS çıkışı

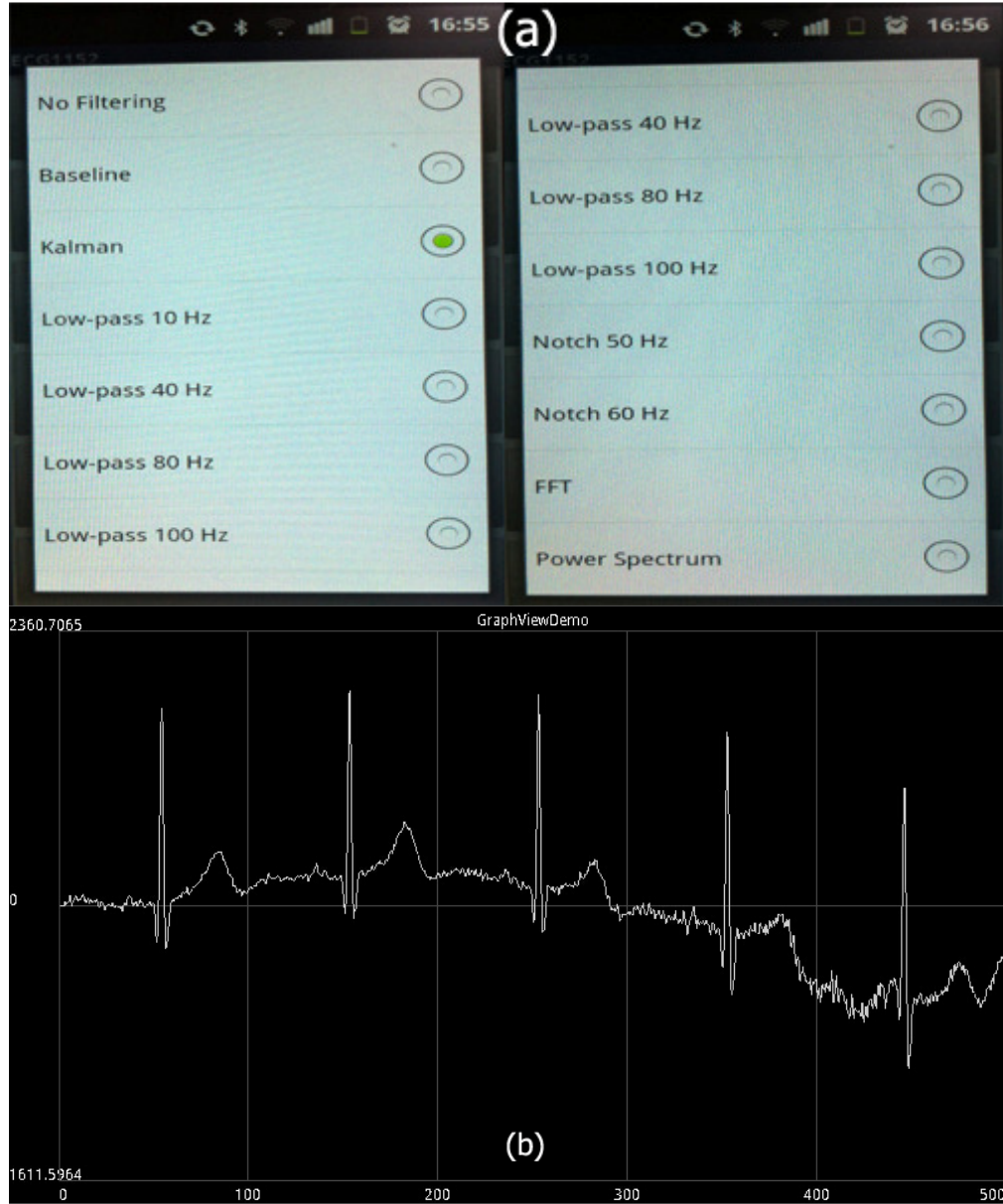
Şekil 3.19'da ise 250 Hz'lik örnekleme periyoduna sahip 30 sn'lik başka bir veri kümesinden alınmış EKG işareti vardır. Sinyalin ortalama kalp atım hızı 1.3 Hz yani 78 vuruş/dakika (bpm)'dir. Şekil 3.19'de görüldüğü gibi ham EKG sinyali, üzerinde hem hareketten dolayı hemde soluk alıp vermeden dolayı taban hattı kayması ve

hareket artafaktı vardır. Genişletilmiş Kalman süzgecinin çıkışı ve temizlenen gürültü sinyali ise Şekil 3.19 (b) ve (c)'de ayrı ayrı gösterilmiştir.



Şekil 3.19. (a) Ham EKG verisi (b) GKS çıkışı (c) Temizlenen gürültü

R. Sameni ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen çalışmada Genişletilmiş Kalman filtresi oldukça niteliksel olmuştur. Fakat yapılan çalışmanın gerçek zamanda kullanılmasında kararlılık ve yakınsama ile ilgili sorunları vardır. Örneğin gürültü kaynakları ve başlangıç durum vektör değerlerindeki Gauss varsayımı sebebiyle gerçek zamanlı çalışmada problemler yaşanmıştır. Bunu engellemek için durum matrislerinin parametrelerinin seçilmesi esnasında mümkün olduğu kadar sinyal temiz olmalıdır. Ayrıca başlangıç durumlarının oluşturulması sırasında sıralı ölçüm birleşmesi olarak bilinen bir başka yaklaşım ile GKS'nin durağanlığını dengelemek için tek-tek farklı ölçümler kullanılmıştır. Yani aynı EKG işaretlerinden farklı anlarda parametre seçimleri alınmıştır. Resim 3.5 (a) ve Resim 3.5 (b)'de sırasıyla sistemin filtre seçim ekranı ve ham EKG sinyali görülmektedir.



Resim 3.5. (a) Süzgeç belirleme ekranı (b) Cep telefonundaki ham EKG verisi

Resim 3.5 (b)'de görüldüğü üzere sinyal üzerinde hem bir taban hattı kayması, hem de yürümekten dolayı oluşmuş hareket artefaktı mevcuttur. Gerçekleştirilen Kalman süzgeci aynı veri setine uygulandığında sonuç Resim 3.6'deki gibi olmaktadır. Burada sinyalin P-Q segmentinde sayıların double olarak tanımlanmasından dolayı ufak hesaplama hatalarından olduğu sanılan ani yükseliş ve düşüşler olmaktadır. Aynı programda sayılar kayan noktalı olduğunda bu hata oldukça azalmaktadır.

Fakat bu durumda da hesaplama süresi arttığından gerçek zamanlılık özelliğini kaybetmektedir.



Resim 3.6. Gerçek zamanlı Genişletilmiş Kalman filtresinin çıkışı

Android 2.3 işletim sistemine sahip 1,4 Ghz işlemcili Samsung Wonder cep telefonu ile yapılan denemelerde süzgecin çalışma zamanı yaklaşık 4,5 s olarak ölçülmüştür. Bu noktada gerçek zamanlı olması için sistem ilk olarak ölçümlerden EKG modelini oluştururken ve 5'sn'lik veriyi süzgeç üzerinde işlerken yaklaşık 5'sn'lik bir bekleme ve kalibrasyon zamanı olmaktadır. Fakat bu noktadan sonra her 5'sn'lik veri işleme girdiğinde ekranda da işlenen 8 sn'lik verilerin akışı sağlanmıştır. Bu çalışmanın diğer çalışmalardan bir farkı periyodik olarak EKG modelinin ölçümlerden sonra, tekrar oluşturulmasıdır [37, 59]. Böylece herhangi bir aritmi durumunda yâda nabzın artmasına veya azalmasına bağlı olarak sistem kendisini buna uyarlayacaktır.

3.8. Gerçekleştirilen Hasta Takip Programı

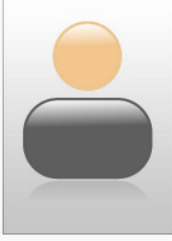
Yapılan çalışmada EKG işaretinin uzaktan takibinin yanında, hastaların demografik özelliklerinin tutulması ve eski EKG kayıtlarına ulaşılması için Resim 3.7'deki gibi bir internet sayfası hazırlanmıştır. Bu uygulamaya www.osmanozkaraca.com adresinden ulaşılabilir. Uygulama geliştirilmesi ve yönetimi oldukça esnek ve basit olan PHP tabanlı joomla teknolojisi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ayrıca son kullanıcı için kullanımı gayet kolaydır.

Resim	Hasta Bilgileri	Bilgiler	Detaylar
	24508621918 Osman Özkaraca 12/11/1979	Oturum Durumu: BAĞLI EKG İzle: www.osmanozkaraca.com/haber/hasta.php Sigorta Durumu: Emekli Sandığı	- Denizli 05064887818 06900
	38698569748 Ayşe Nazlı 01/24/1974	Oturum Durumu: BAĞLI DEĞİL EKG İzle: - Sigorta Durumu: Bağkur	Ziya Gökalp Blv. No:28 Cebeci Ankara 05327698891 06900

Resim 3.7. Hasta Takip Programı

Burada hastaların bir doktor veya sağlık profesyoneli için gerekli olan genel ve iletişim bilgileri yer almaktadır. Hangi hastaya ulaşıldıysa o hastanın durumu “BAĞLI” şeklinde gözükmektedir. Hastanın resmine tıklandığı zaman, Hastanın Resim 3.8’deki ekranı gelir. Buradan hastanın EKG ekranına bağlantı yapılmıştır. Buradaki alanlar dinamik yapıdadır. Tamamen değiştirilebilir yeni alan eklenebilir yâda silinebilirler.

Profili görüntülenen: admin



Tıklamalar:	3
Oturum Durumu:	BAĞLI
Üyelik Başlangıç Tarihi:	2 yıl önce
Son Ziyaret:	2 saat önce
Son Güncelleme:	11 ay önce
Bağlantılar:	0

İletişim Bilgisi | Diğer Bilgiler

admin

TC Kimlik No: 24508621918

Adı: Osman

Soyadı: Özkaraca

Anne Adı: Şükran

Baba Adı: Mustafa

Doğum Tarihi: 12/11/1979

Cinsiyetiniz: Erkek

Medeni Hali: Evli

Kan Grubu: 0 Rh(+)

Sigorta Durumu: Emekli Sandığı

Ev Tel:: 03122028596

İletişim Bilgisi | Diğer Bilgiler

EKG İzle: www.osmanozkaraca.com/haber/hasta.php

Adres: -

Şehir: Denizli

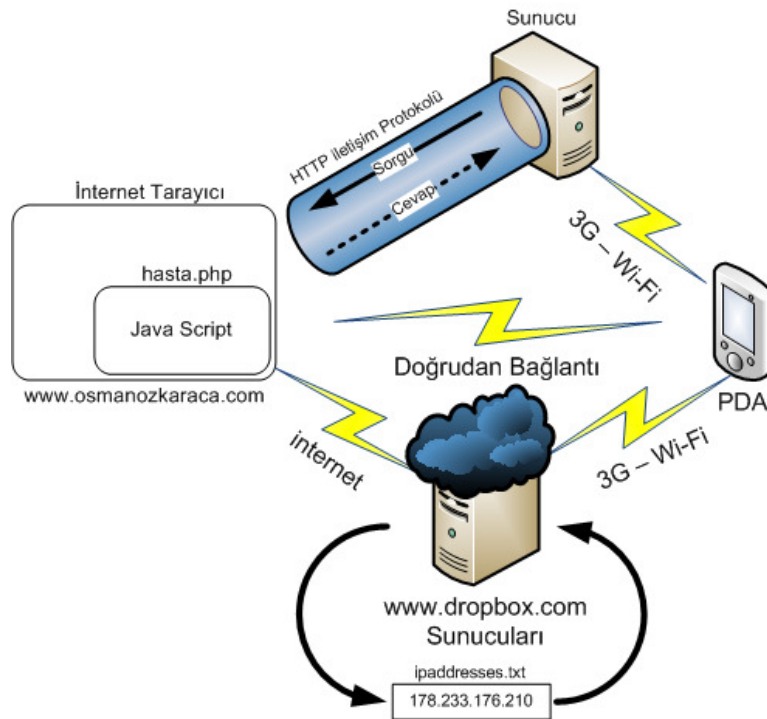
Posta Kodu: 06900

Cep Telefonu: 05064887818

Resim 3.8. Hasta Ekranı

Yapılan çalışmada uzaktan hastaya erişim ve EKG sinyalinin izlenmesi, çok farklı teknolojilerin ve alt yapıların kullanılması ile gerçekleştirilmiştir. Bugüne kadar yapılan çalışmalardan farklı olarak gerçekleştirilen sistemde eşlenik çalışan iki sunucu kullanılmıştır [73-75]. Bunlardan ilki hastane ortamında bulunacak olan ve hastanın tüm kişisel ve tıbbi bilgilerini tutan sunucu diğeri ise sadece hastanın sisteme bağlı olup olmadığını, bağlı ise IP (Internet Protocol Address – İnternet protokolü adresi) numarasının ne olduğunu tutan sunucudur. Bunun için <https://www.dropbox.com/> isimli bulut depolama(cloud computing) teknolojisi ile çalışan sanal disk internet sayfası kullanılmıştır [76]. Dropbox sunucusu sadece hasta bağlandığı anda sisteme giriş yaptığının ve IP numarasının bilgisini kaydeder. Başka hiçbir bilgi bu sunucuda yer almamaktadır. Bu sayede doktor hastasına istediği anda hastane sunucusu bakımda yâda bağlantı sorunu olsa dahi rahatlıkla erişebilmektedir. Ayrıca bu sayede EKG gibi önemli bir sinyalin olası bir miyokard enfarktüs durumunda daha kısa sürede sağlık profesyonellerine ulaştırılır.

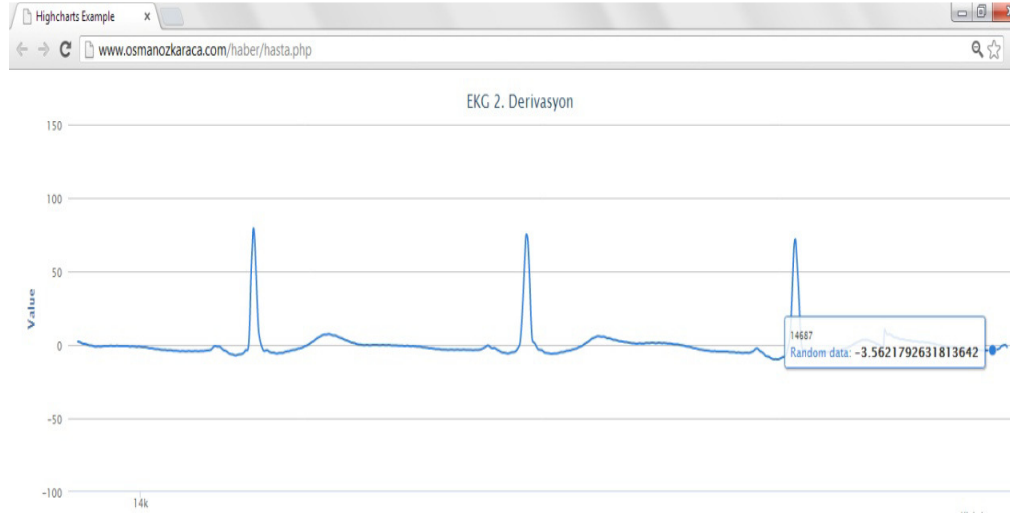
Gerçekleştirilen sistemde sunucular, hasta ve doktor arasında bir ara birim olarak çalışmaktadır. Hasta ile sunucu arasında ve doktor ile sunucu arasındaki bu bağlantının sağlanabilmesi için bir işlem döngüsü yürütülür. Bunlar özetle şu şekilde çalışmaktadır. Sunucu bir bağlantı isteği (query) için beklemektedir, bu esnada gelen isteği “accept()” fonksiyonu ile kabul eder ve work() fonksiyonu ile bir süreç yaratıp veri alışverişini bu sürece devreder. Sunucu ve istemcinin çalışması özetle Şekil 3.20’de verilmiştir. Bu sunucu içerisinde socket programlama, port dinleme yazılımı ve web ara yüzü gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen sistemde java script ve web sunucusu arasında bir iletişim gerçekleşmektedir ve bu HTTP protokolü tarafından desteklenmektedir. Genel olarak “HTTP” protokolü sorgu yanıt temeline dayanmaktadır. İstemci bir istekte bulunur, buna karşılık sunucu istemciye veri ile döner ve iletişimi sona erdirir. Bu uygulamada, doktor EKG izleme penceresini açtığı zaman sunucuya bir izleme isteği gönderilir. Şekil 3.20’te gösterildiği gibi açılan iletişim kanalından JavaScript’e yeni değerler geldiği anda, çizim fonksiyonu ile ekrana çizdirilir.



Şekil 3.20. Sunucu - İstemci yapısı

Bu işlemi http protokolü ile gerçekleştirmek zordur. Çünkü sunucu cevabı tamamlandığında iletişimi kapatır. Bu sebeple kanalın açık kalması için sunucunun aynı uygulama için birden fazla yanıt göndermesi gerekebilir. Bu sorunu çözmek için, uygulama çalışırken “\n” ayraç karakteri kullanılarak çeşitli parçalardan oluşan bir yanıt alınır. Bu şekilde, her ayırıcı karakter, uygulamanın o bölümünün tamamlanmış olduğunu bildirir, ancak sunucu cevaplamaya devam eder çünkü bağlantı sonlandırılmamıştır. Böylece ne zaman yeni veri gelirse sunucu için Javascripte veri göndermek mümkün olur.

EKG işaretinin görselleştirme özelliği, sistemin bir diğer karmaşık parçasıdır. Yapılan çalışmada “Highsoft Solutions” firmasına ait hazır bir Java Script kullanılmıştır [77]. Burada özellikle sadece yerel tarayıcı teknolojilerine dayalı olmasından dolayı java script teknolojisi kullanılmıştır. Ayrıca Flash veya Java gibi istemci tarafında eklentilere gerek duyulmaz. Java script için sunucu tarafında herhangi bir şey yüklenmesine gerek yoktur. Java Script’li bu sayfa başladığında, sunucu ile bir HTTP bağlantısı oluşturulur ve veri gelmesi için beklenir. Yeni veriler alındığında, ilgili değerler bir listede (Array), saklanır. Aynı zamanda, bir iş parçacığı(thread) bu değerleri listeden (Array), her 500 ms’de bir okur daha sonra ekranı güncelleştirir. Ayrıca eş zamanlı olarak, ikinci iş parçacığı, her 250 ms’de 25 örneği kuyruktan kaldırır ve ekranda dalga şeklini çizer. Gerçekleştirilen internet tabanlı EKG sinyalinin grafik penceresi Şekil 3.21’deki gibidir.



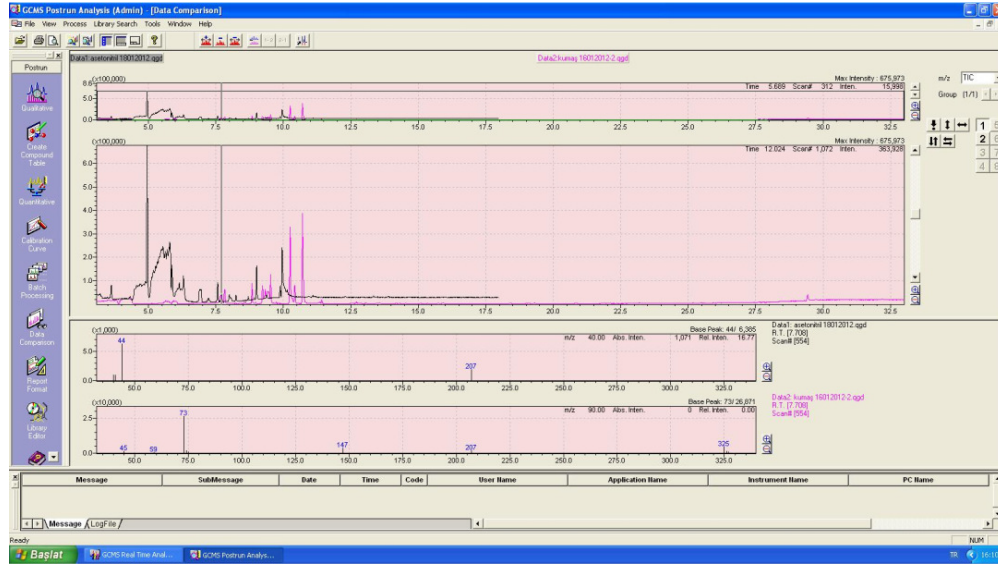
Şekil 3.21. EKG izleme ekranı

4. GERÇEKLEŞTİRİLEN SİSTEMİN PERFORMANS TESTLERİ

Yapılan çalışmada öncelikle tasarlanan donanımın temel fonksiyonları (Sinyalin algılanması, doğru paket gönderimi, süzgeçlerin çıkışları, grafiksel çizim vb) yerine getirmesi test edilmiştir. Daha sonra bu bölümde giyilebilir sistemin klinik deneylerle doğrulanması ve değerlendirilmesi yapılmıştır.

4.1. Tekstil Elektrotun Analizi

Giyilebilir sistemde elektrot olarak kullanılacak materyal insan cildi ile sürekli olarak temas halinde olacaktır. Bu sebeple insan sağlığı üzerinde zararlı bir etkisinin olup olmadığını tespit etmek için Hacettepe Üniversitesi Maden Mühendisliği bölümünde iletken kumaş üzerinde ağır metal testleri gerçekleştirilmiştir. Numune olarak verilen 0.1912 gr'lık kumaş, 15ml HCl + 10 ml HNO₃ + 10 ml H₂SO₄ lük asit çözeltisi içinde 120 derecede 2 saat süreyle eritişe alınmış ve deney sonucunda tekrar tartım alındığında kumaşın tartımının 0.1512 olduğu görülmüştür. Buna göre hesaplamalar 0.1912gr'lık malzeme üzerinden yapıldığında analiz sonuçları aşağıdaki gibi çıkmıştır. Malzemede; Cu%:17.109, Co%:0.019, Ni%:6.262, Fe%:0.001, Pb%:0.096, Zn%:0.000 olarak bulunmuştur. Buna ek olarak 500 ml'deki çözeltide, Cu:65.423ppm, Co:0.071ppm, Ni:23.945ppm, Fe:0.002ppm, Pb:0.366ppm, Zn:0.000ppm bulunmuştur. Ayrıca gene Hacettepe Üniversitesi Peptisit Laboratuvarlarında, iletken kumaş, aseton Nitril çözeltisi içerisine atılarak, GC-MS (Gas Chromatography – Mass Spectrometry) cihazında analiz edilmiştir. Yapılan bu analiz neticesinde içerisinde herhangi bir peptisit iyonlarına rastlanmamıştır. Sadece kumaş içerisinde Bisphenol Indane maddesi tespit edilmiştir. Yapılan literatür araştırması neticesinde bu maddenin genellikle boya ürünlerinde kullanılan bir madde olduğu ve insan sağlığı açısından zararlı maddeler arasında yer almadığı görülmüştür. Resim 4.1'de GC-MS cihazı ekran görüntüsü yer almaktadır. Burada 207'nolu iyon Bisphenol Indane olarak verilmektedir.

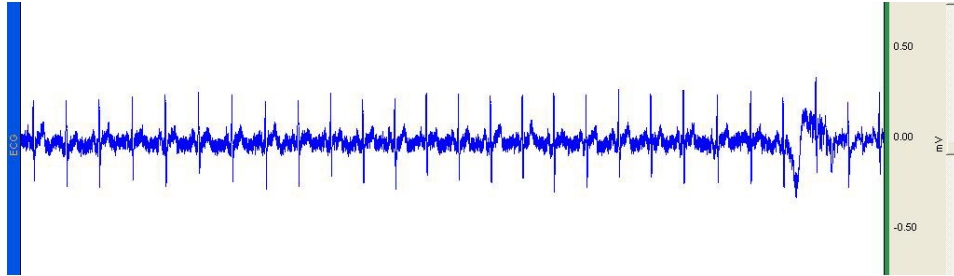


Resim 4.1. Tekstil elektrotun GC-MS analiz ekranı

Yaklaşık empedansı $0.05\sim0.08(\Omega/\text{sq.in.})$ olarak verilen iletken tekstilin EKG elektrotu olarak kullanıma uygun olup olmadığını test etmek için farklı EKG cihazlarında, farklı pozisyonlarda ve tek kullanımlık EKG elektrotları ile karşılaştırmalı analizleri yapılmıştır [63]. Elde edilen sonuçlar oldukça başarılı bulunmuştur. Laboratuvar ve deney anındaki küçük farklılıkları yok sayarsak tekstil elektrotlar ile elde edilen sonuçlar tek kullanımlık elektrotlara göre çok daha temiz ve anlaşılır bir sinyal vermektedir. Resim 4.2 ve Resim 4.3’da Gazi Üniversitesi Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Biyomedikal Laboratuvarında bulunan Biopac deney setine ait EKG cihazından alınan EKG çıktıları görülmektedir.

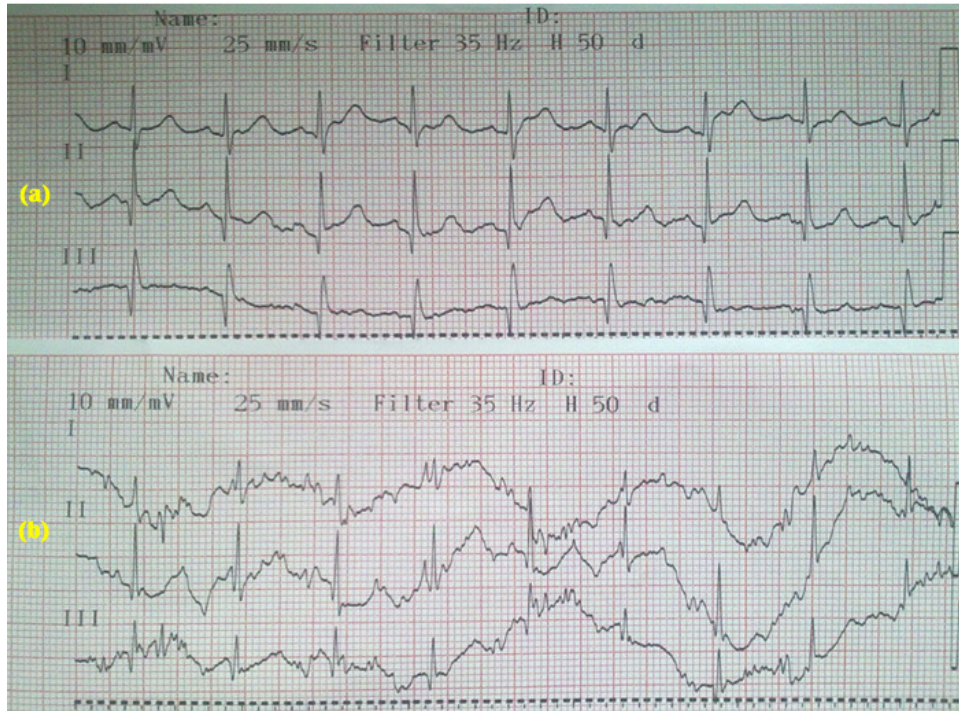


Resim 4.2. Tekstil elektrot kullanılarak Biopac deney seti donanımı ve yazılımı ile elde edilen EKG işareti



Resim 4.3. Ticari tek kullanımlık elektrot kullanılarak Biopac donanımı ve yazılımı ile elde edilen EKG işareti

Tekstil elektrotlarla yapılan bir başka test, hastanelerde kullanılan endüstriyel olarak üretilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış Nihon Kohden firmasının ECG9620L modeli EKG cihazı ile yapılmıştır. Resim 4.84 (a)'da tekstil elektrotlarla alınan I, II ve III nolu derivasyonlarla alınan EKG işaretleri, Resim 4.4 (b)'de ise tek kullanımlık elektrotlarla alınan I, II ve III nolu EKG işaretleri görülmektedir.



Resim 4.4. Endüstriyel EKG cihazında yürürken (a) Önerilen tekstil elektrotla (b) Tek kullanımlık elektrot ile çekilen EKG işareti

Resim 4.4’de normal yürüme anında hasta üzerinden algılanan EKG işareti, cilt-elektrot teması tekstil elektrotlarda çok daha iyi sağlandığı için fazla bozulmaya uğramamaktadır. Fakat tek kullanımlık elektrotlarda bozulma, sinyalin segmentlerini kaybetmesini ve tanınmasını zorlaştırmaktadır.

Resim 4.2, Resim 4.3 ve Resim 4.4’de yapılan test sonuçlarından görülmektedir ki tekstil elektrot olarak kullanılması öngörülen kumaş düşük cilt elektrot empedansından ve yüksek SGO’dan dolayı umut verici sonuçlar vermiştir. Tekstil tabanlı EKG elektrotlar da, Ag/AgCl elektrotlarına oranla çok düşük frekanslarda gürültü olduğu görülmüştür. Ayrıca tekstil elektrotların alanın azaltılmasının, EKG sinyallerinin doğruluğunu azalttığı ve hassasiyeti arttırdığı görülmüştür. Yapılan deneylerde tekstil elektrot olarak kullanılan 1 cm×1,5 cm’lik kumaşın alanı yaklaşık 0,5×75 cm’e düşürüldüğünde hasta hareketlerinden çok daha çabuk bozulduğu görülmüştür.

Bu bölümde, öncelikle tasarlanan kıyafetin günlük kullanım için rahatlığı ve EKG ölçümlerindeki başarısı incelenmiştir. Daha sonra MIT’de Klinik Araştırma Merkezi (Clinical Research Center- CRC) tarafından yapılan bir dizi klinik testten faydalanılmıştır [78]. Resim 4.5’de tekstil elektrotlarla, tek kullanımlık elektrotlar arasındaki günlük kullanım açısından avantaj açıkça görülebilmektedir. Resim 4.5(a)’da tek kullanımlık Ag-AgCl elektrotun yapışkan tarafı ile insan cildindeki epidermis tabakayı ve üzerindeki kılları nasıl çektiği görülmektedir. Bu işlem hastaya oldukça acı vermektedir. Yapılan bir başka deney sonunda insan cildi üzerinde 30 dakika bekleyen tek kullanımlık elektrotun cilt üzerindeki yapmış olduğu etki Resim 4.5(b)’de açıkça görülebilmektedir. Kısa bir süre içerisinde cildin hava almaması, buna karşın yapışkan bir bant ile gerilmesi cildin kızarmasına ve kaşıntı yapmasına yol açmaktadır. Buda tek kullanımlık elektrotların uzun süreli izlemelerde uygun olmadığını açıkça kanıtlamaktadır. Buna karşın tasarlanan tekstil elektrotlu korse ile yapılan deneylerde 8 saatlik günlük kullanım sonucunda Resim 4.5(c)’deki gibi insan cildine hiçbir şekilde kaşıntı ve kızarma yapmadığı görülebilir. Buda tekstil elektrotların uzun süreli izlemelere ne kadar uygun olduğunu göstermektedir.



Resim 4.5. (a) Tek kullanımlık elektrotun sökülmesi (b) Tek kullanımlık elektrotun yeri (c) Tekstil elektrotun yeri

Uzun süreli kullanımlarda da tekstil elektrotların cildi tahriş etmediği ve kullanıcıyı rahatsız etmediği görülmüştür. Aynı hastadan tüm dış koşulların eşit olduğu varsayılarak ve aynı donanımla tekstil elektrotlarla bir R-R aralığı ve Ag-AgCl elektrotlar ile bir R-R aralığı alınmıştır. Daha sonra Matlab'da örnek örneğe sinyaldeki dalgalanmalar (ripple) oransal olarak değerlendirildiğinde (Oran = $(R-R_{Ag-AgCl} / R-R_{TE}) * 100$) tekstil elektrotlar ortalama % 25,23 daha iyi sonuç vermiştir. Şekil 4.1'de iki tip elektrotun karşılaştırılmasında kullanılan R-R aralığı açıkça görülmektedir.



Şekil 4.1. Tekstil ve Ag-AgCl elektrotların karşılaştırılması

4.2. Gerçek Zamanlı Kalman Süzgecinin Performans Analizi

Gerçekleştirilen sinyal işleme algoritmasının öncelikle Matlab yazılımında benzetimi yapılmıştır. Daha sonra MIT-BIH veri tabanındaki EKG işaretleri kullanılarak diğer yapılmış çalışmalarla karşılaştırılmıştır [29, 37, 38]. Burada kullanılan veri seti MIT-BIH Aritmi veri tabanına ait 111, 113, 115, 121, 122 nolu işaretlerdir. Bu kayıtlar 10 mV aralığında, 11 bit çözünürlükte ve örnekleme periyodu saniyede 360 örnektir [79]. Gerçekleştirilen sistemin performansı üç yöntem ile değerlendirilmiştir. Bunlar SGO, OKH ve ortalama yüzde karesel fark (OKF), (PRD- Percent Root Mean Square Difference) dir [80]. Bu ifadeler aşağıdaki denklemler ile verilebilir;

$$SGO=10 \times \log \left[\frac{\sum_{n=1}^N x[n]^2}{\sum_{n=1}^N (x[n]-\hat{x}[n])^2} \right] \quad (4.1)$$

$$OKH=\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x[n]-\hat{x}[n])^2 \quad (4.2)$$

$$OKF=\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (x[n]-\hat{x}[n])^2}{\sum_{n=1}^N x^2[n]}} \times 100 \quad (4.3)$$

Burada, $x[n]$ orijinal EKG sinyalini, $\hat{x}[n]$ temizlenmiş EKG sinyalini ve N ise EKG sinyalinin uzunluğunu vermektedir. Bu göstergeler için SGO'nın büyük olması, OKH ve OKF oranlarının düşük olması o gürültü temizleme metodunun daha iyi olduğunu göstermektedir. Literatürde SGO en çok kullanılan performans testi yöntemidir.

Yapılan çalışmada gerçekleştirilen algoritma öncelikle MIT-BIH aritmi veri tabanından alınan sinyaller üzerine uygulanmıştır. Bu deney setlerindeki verilerin 10 saniyelik bölümleri üzerinden deneyler yapılmıştır. Bu veriler MIT-BIH tarafından standart EKG cihazları ve elektrotları kullanılarak gönüllüler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Veri setinde kullanılan taban hattı kayması, kas (EMG) artefaktı ve elektrot hareket artefaktı gibi gürültüler gene aynı veri tabanından alınmıştır [79, 81].

Yapılan çalışmada, Anil Chacko ile Samit Ari ve Omid Sayadi ile Mohammad Bagher Shamsollahi tarafından yapılan çalışmalarla karşılaştırılmıştır. Bu çalışmaların seçilmesinin başlıca sebebi aynı veri seti ve 5 dB'lik EMG ve gauss gürültülere karşı yapılmış olmasıdır. Omid Sayadi ile Mohammad Bagher Shamsollahi tarafından yapılan çalışmada, çoklu uyarlanabilir biyonik dalgacık dönüşümü yöntemi (MABWT-Multi Adaptive Bionic WT), iki ve 17 durum değişkenli genişletilebilir Kalman süzgeç (EKF2, EKF17) yöntemleri kullanılmıştır [38]. Anil Chacko ile Samit Ari tarafından yapılan çalışmada ise Ampirik Mod Ayırıştırma (EMD) tabanlı bir metot ile dalgacık dönüşümü karşılaştırılmıştır [29]. EKG sinyallerine SGO = 5 dB olacak şekilde EMG gürültüsü eklenmiştir. Tüm bu çalışmalarda elde edilen sonuçlar ve tez'den yapılan Gerçek zamanlı Genişletilmiş Kalman Süzgecinin(GGKS) benzetim sonuçları aşağıdaki Çizelge 4.1'de özetlenmiştir.

Çizelge 4.1. Farklı çalışmalar ve gerçekleştirilen yöntem için SGO için deneysel sonuçlar

Kayıt No	MABWT	EKF2	EKF17	WT	EMD	GGKS (EKF5)
111	6.28	5.88	8.91	-	-	9.0348
113	7.52	7.46	8.59	-	-	8.367
115	6.28	5.88	8.91	9.45	10.22	7.67
121	8.75	8.58	9.72	-	-	8.73
122	7.64	7.47	8.74	9.43	9.99	8.72

Çizelge 4.1'e göre gerçekleştirilen algoritma genel olarak dalgacık dönüşümlerinden ve EKF2'den daha iyi sonuç vermiştir. 115 ve 122 nolu işaretlere bakıldığında gerçekleştirilen sistem EKF2 ve EKF17 ye göre daha iyidir. Burada parametre noktalarının iyi seçiminin bu farkı ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Chacko ile Samit Ari tarafından yapılan Ampirik Mod Ayırıştırma (EMD) ile karşılaştırıldığında gerçekleştirilen sistem yetersiz gibi gözükmemektedir. Fakat bu yöntemin gerçek zamanlı rastsal (stokastik) gürültüler için kullanım alanına rastlanamamıştır.

Aşağıdaki Çizelge 4.2’de ise gerçekleştirilen gerçek zamanlı Kalman süzgecinin girişteki 5 dB ve 10 dB gürültülü EKG işaretine karşılık performansını göstermektedir. Burada süzgecin değerlendirilmesi için OKH, SGO ve OKF değerleri aynı anda hesaplanmış ve göz önünde bulundurulmuştur.

Çizelge 4.2. Gerçekleştirilen gürültü temizleme algoritmasının farklı gürültülere karşın OKH, OKF ve SGO değerleri

Kayıt No	SGO 5 dB			SGO 10 dB		
	OKH	OKF	SGO	OKH	OKF	SGO
111	0.004022	2.83	9.0348	0.022225	3,41	10.65
113	0.002712	2.62	8.367	0.021349	3,402	10.64
115	0.00262	2.42	7.67	0.021221	2,802	8.95
121	0.007079	2.7331	8.73	0.023205	3,2331	10.19
122	0.011369	2.7304	8.72	0.014697	3,2304	10.18

Çizelge 4.2’de elde edilen ortalama sonuç açıkça göstermektedir ki gürültü seviyesi 5 dB’den 10 dB’ye çıkarken, OKH artmakta, SGO ise giriş esnasında verilen gürültüye göre azalmaktadır. 115 nolu kayıt için girişteki SGO 10 dB iken süzgeç çıkışında elde edilen SGO 8.95 dB çıkmıştır. Buda göstermektedir ki sinyal temizlenememiştir. Bunun sebebi 115 no’lu sinyal için parametre seçimleri doğru olarak gerçekleştirilememiş olmasındandır. Gerçekleştirilen gerçek zamanlı sinyal işleme algoritması aynı zamanda giyilebilir sistem ile yürüyüş bandı üzerinde test edilmiştir. Çizelge 4.3’de yapılan deneyler sonucunda yürüyüş bandında modelleme yapılacak olan EKG işareti eğer çok fazla bozulmaya uğramamış ise SGO elde edebiliyoruz. Fakat yürüyüş bandında EKG işaretindeki segmentler artık okunmayacak duruma geldiğinde SGO elde etmek mümkün olmamıştır.

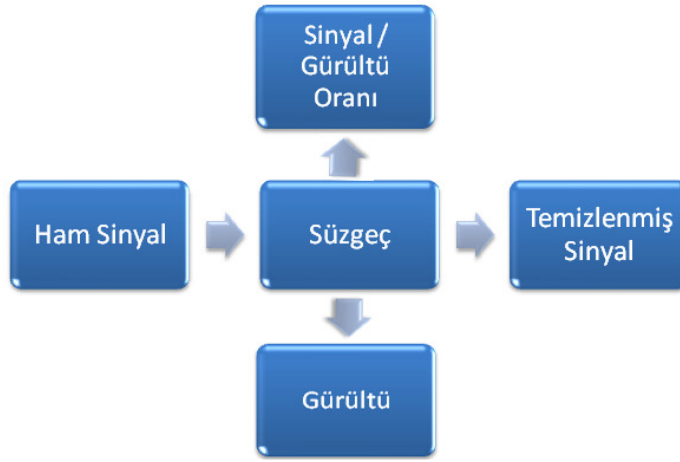
Çizelge 4.3. Gerçekleştirilen sistemin yürüyüş bandındaki deneyleri

Yürüyüş Bandındaki Hız (km/saat)	Nabız (atış/dakika)	SGO
1.0	70	13.34
2.0	72	12.78
4.0	76	8.013
8.0	86	0.0361

4.3. Tekstil Elektrotlarının Günlük Kullanım Testleri

Gerçekleştirilen gerçek zamanlı Kalman süzgecinin performansının değerlendirilmesinden sonra tekstil elektrotlarla elde edilen EKG'deki P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgasının netlik durumuna göre giyilebilir sistemin durumu değerlendirilmiştir. Bir diğer değerlendirme ölçütü olarak SGO burada da kullanılmıştır. Fakat gerçek zamanlı sistemimizde ayrı bir gürültü ölçme düzeneği yoktur. Bu sebeple ADC'den alınan işaret ile süzgeç çıkışından elde edilen işaretin arasındaki fark, gürültü olarak kabul edilmiştir. Bu noktada sistemin gerçek zamanlı olması nedeni ile işaretin kendisi tam olarak bilinmemektedir. Dolayısı ile tasarlanan süzgeç belki anlamlı verileri de bastırmış olabilir fakat bu noktada işaretin görsel olarak EKG segmentlerinin varlığı yeterli kabul edilmiştir.

Şekil 4.2'de gerçekleştirilen deneylerde yapılan ölçme düzeni görülebilir. Buna göre deneyler esnasında süzgeçten önce ilk 5 sn'lik ham sinyal algılanarak kaydedilmiştir. Daha sonra aynı sinyal algoritmadan geçirilerek temizlenmiş ve temiz sinyal ile ham sinyal arasındaki fark gürültü olarak kabul edilmiştir. Buradan da SGO hesaplanmıştır.



Şekil 4.2. Gerçek zamanda SGO ölçme düzeni

Gerçekleştirilen sistem 1,76 boyunda, 73 Kg ağırlığında 32 yaşında sağlıklı bir erkek birey üzerinde test edilmiştir. Hasta 4 elektrotlu korse kıyafetini vücudu dik tutacak şekilde üzerine geçirmektedir. Daha sonra korseden gelen elektrot kabloları toplama kartına takılarak kıyafet hazır duruma getirilmiş ve deneyler gerçekleştirilmiştir. Günlük yaşam içerisinde var olan hareketler ve sistemin deneyleri Şekil 4.3’de gösterilmiştir.

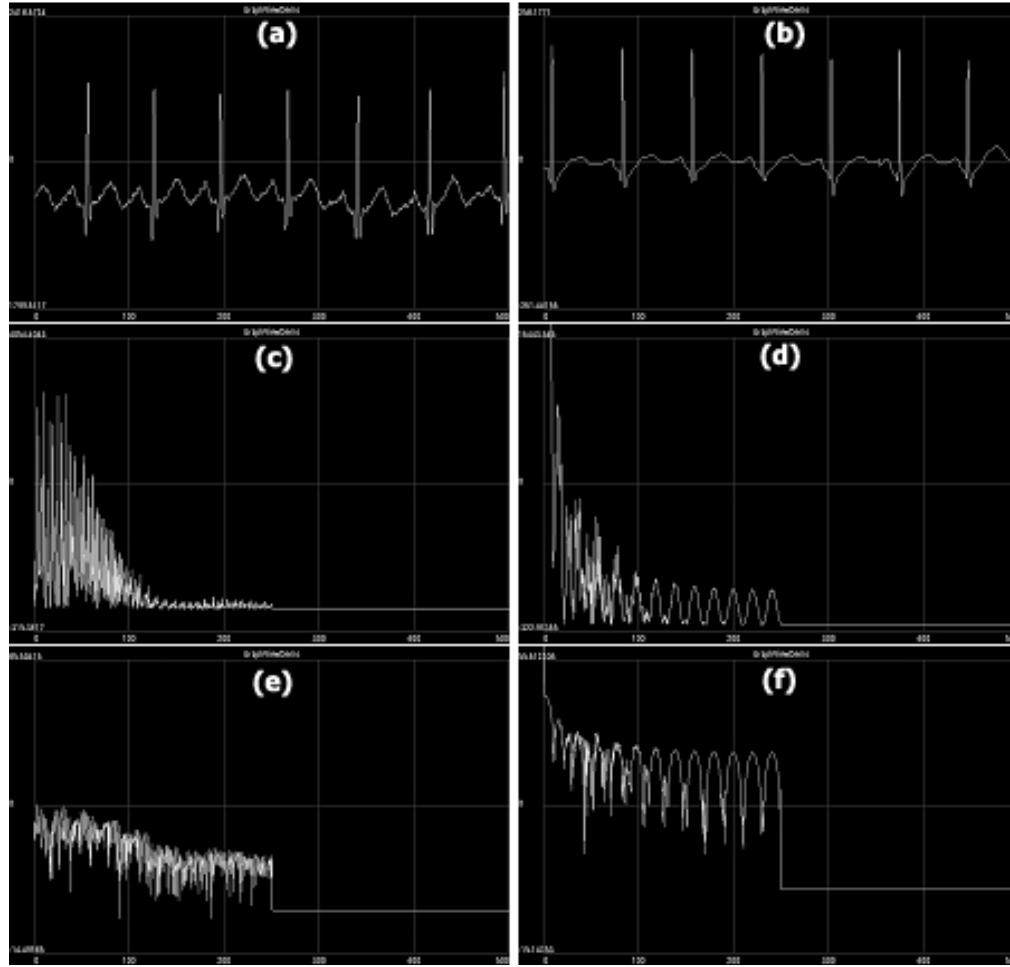


Şekil 4.3. Tasarlanan kıyafetin rahatlık testleri

Yapılan deneylerde 3G veya Wi-Fi ile gönderilen EKG paketlerinde, her pakette 250 örnek ve yaklaşık 5 sn’lik veri kullanılmıştır. Bunun yanında uygulamada sinyallerin frekans bileşenlerinin kolaylıkla belirlenebileceği Fourier dönüşümü gerçekleştirilmiştir. Bu işlemde gerçek zamanlı olarak her 1024 örneğin FFT (Fast Fourier Transforms)’si alınarak ekrana gerçek zamanlı olarak çizdirilmektedir. Uygulamada aynı zamanda süzgeçten önce ve sonrası için her 1024 örneklik pencere

için EKG işaretinin güç spektrumu hesaplanmış ve ekrana çizdirilmiştir. Bu tür sinyallerin süzgeçten önceki ve süzgeç sonrası frekans ve güç spektrumları incelendiğinde EKG üzerindeki tüm girişimler ve çıkarımlar açıkça görülebilir ve süzgecin başarımı değerlendirilebilir.

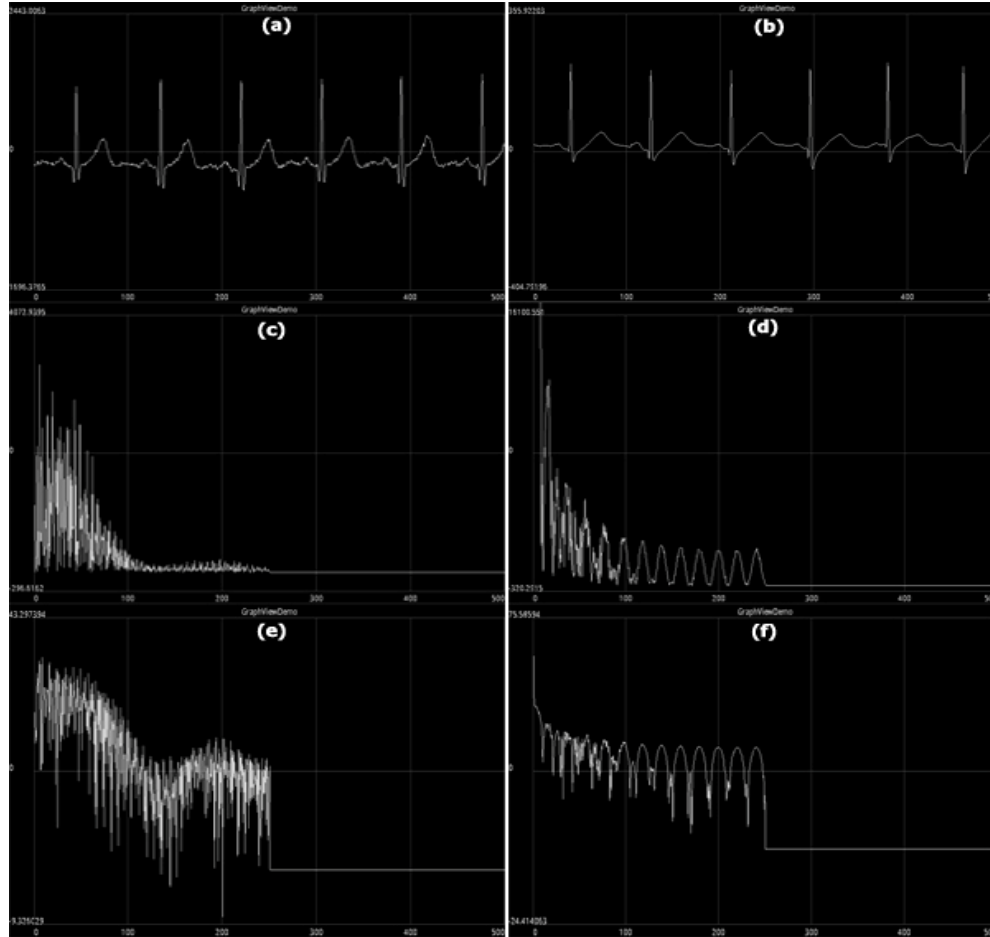
İlk olarak kişinin ayakta, konuşurken ve vücudunu hareket ettirirken algılanan ham EKG işareti, Resim 4.6 (a)'da görülmektedir. Burada taban hattında azda olsa bir kayma ve ofset değeri vardır. Ayrıca oldukça düşük genlikte gürültü ve dalgalanmalar (ripple) EKG işareti ile örtüşmektedir. Gerçekleştirilen gerçek zamanlı Kalman süzgeci ile bu dalgalanmalar ortadan kaldırılmış ve sinyal Resim 4.6 (b)'deki gibi çok net şekle getirilebilmiştir. Hasta ayakta iken nabız 68 bps, SGO 8,34 dB çıkmıştır. Temizlenen sinyalde P ve S noktalarında ani değişimlerden kaynaklı doğru noktaların tespit edilememesinden çökmeler meydana gelmiştir. Resim 4.6 (c) ve (d)'de ise ham ve temizlenmiş EKG'nin FFT'si görülebilmektedir. Resim 4.6 (c)'deki işarete arada oluşan dalgacıkların sebebi EMG ve hareket artefaktlarından dolayı frekanslardaki ani değişikliklerdir. Ayrıca bazı frekanslardaki genliğin büyük olmasının sebebi ise diğer frekanslara göre zaman ekseninde daha uzun süre yer almasındandır. Süzgeçten önceki ve sonraki EKG işaretinin frekans spektrumlarına bakıldığında işaretin 0 – 105 Hz arasında tutulduğu ve gerçek zamanlı süzgecin sinyaldeki girişimleri azalttığı açıkça görülmektedir.



Resim 4.6. Hastanın ayakta algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG'si (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu

Tasarımın günlük kullanım testinde yapılan ikinci deneyde hasta bilgisayar başında çalışırken giyilebilir sistemle algılanan ham sinyal Resim 4.7 (a)'da görülebilir. Bu deneyde de giyilebilir EKG sisteminde kullanılan tekstil elektrotlar vücut ile olan teması oldukça iyi olması sebebi ile el ve kol hareketlerinden dolayı çok fazla bozulmaya uğramamaktadır. Resim 4.7 (b)'de ise buradan algılanan sinyalin gerçek zamanlı Kalman süzgeç ile temizlenmesi sonucunda elde edilen son hali görülebilir. Hasta bilgisayar başında iken nabız 68 bps, SGO 8.6 dB çıkmıştır. Resim 4.7 (c) ve (d)'de ise ham EKG'nin ve temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu görülebilir. Resim 4.7 (c)'de hasta hareketsiz olduğu anlarda dahi bilgisayar ve televizyondan

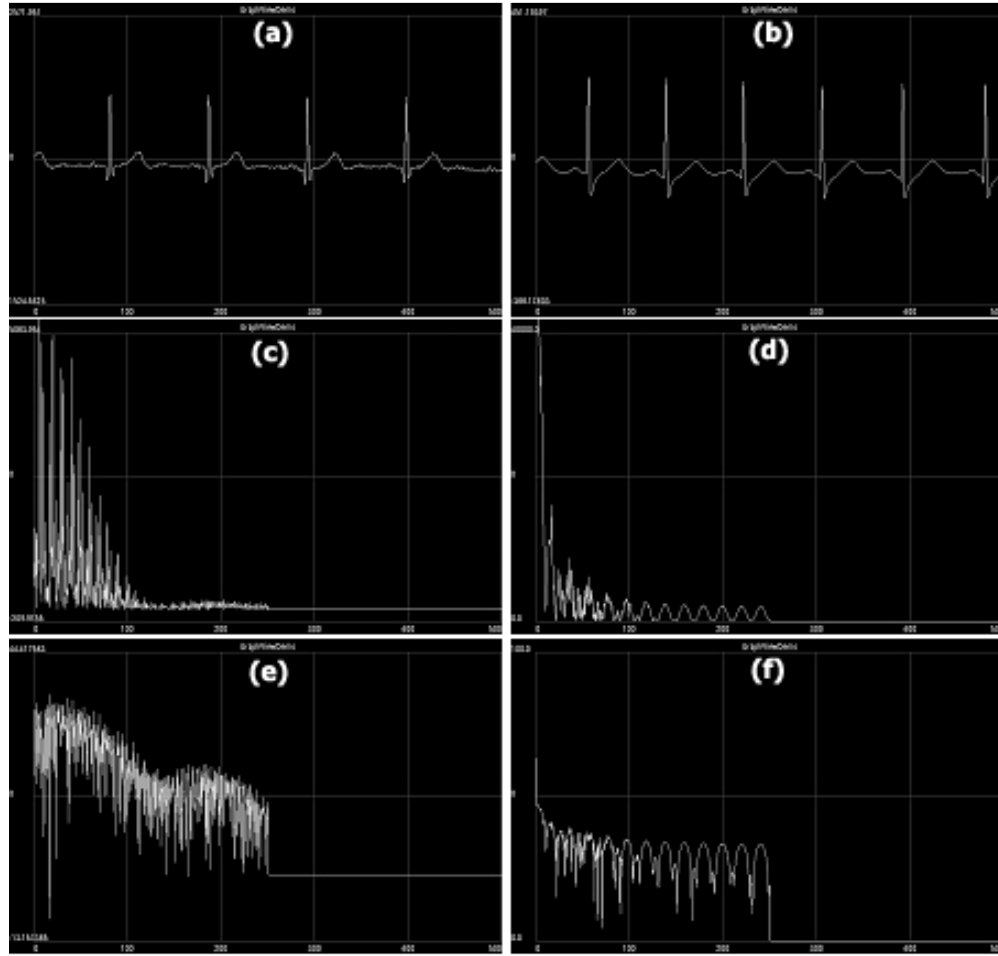
kaynaklı manyetik alanın frekans spektrumunda çok fazla etkisi olmaktadır. Resim 4.7 (d)'de ise bu girişimlerin bir çoğunun temizlendiği açıkça görülebilir.



Resim 4.7. Hastanın bilgisayar başında algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu

Tasarımın hasta yatar durumda iken yapılan deneylerinde ham sinyal ile temizlenen sinyal arasında çok fazla bir farklılık bulunmamaktadır. Sadece solunumdan kaynaklı çok küçük ripplelar EKG işareti üzerinde yer almıştır. Resim 4.8(a)'daki sinyal üzerinden yapılan model gerçek sinyal ile birbirine benzer olmasından dolayı Resim 4.8 (b)'deki temizlenmiş sinyal çok farklı değildir. Yapılan bu deneyde hasta yatarken algılanan sinyalde nabız 68 bps, SGO ise 12.5 dB çıkmıştır. Resim 4.8 (c)

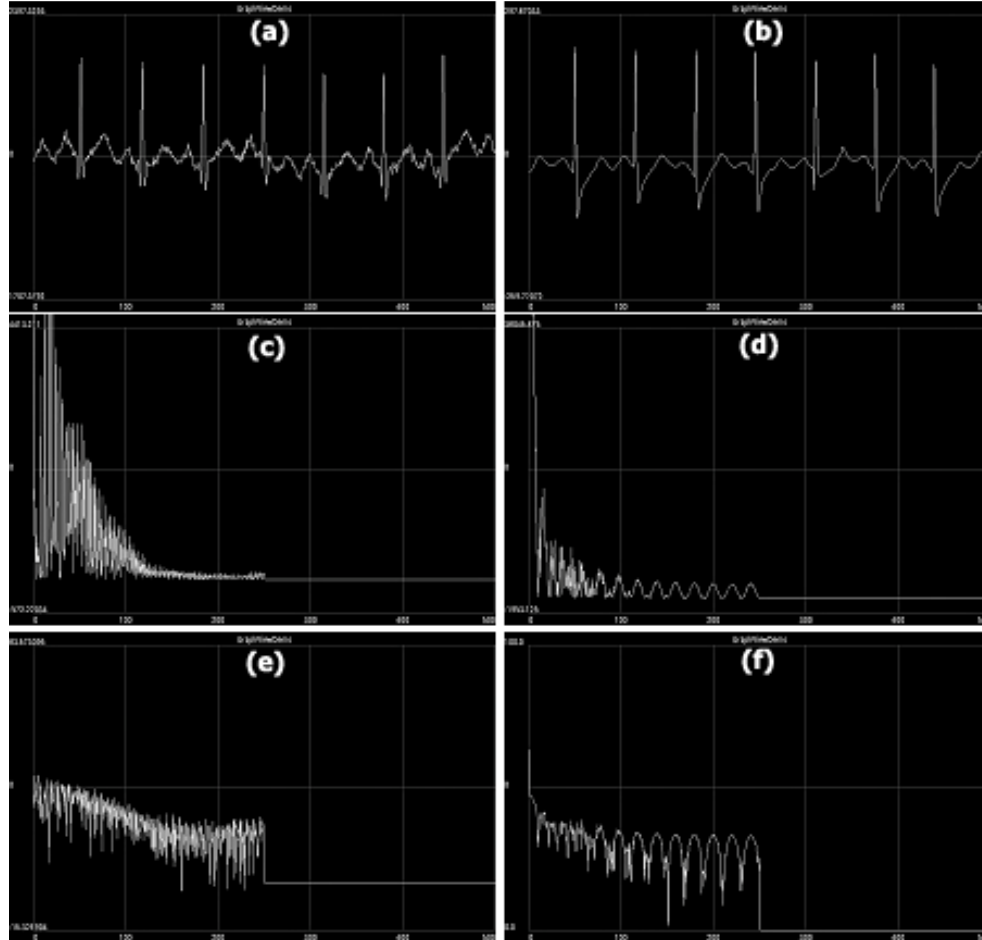
ve (d) ise ham ve temizlenmiş EKG işaretinin frekans spektrumundaki görüntüleridir. Aynı şekilde Resim 4.8 (e) ve (f) ise hastanın yatar durumdaki EKG işaretinin güç spektrumunu vermektedir.



Resim 4.8. Hastanın yatarken algılanan (a) Ham EKG'si (b) Temizlenmiş EKG'si (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu

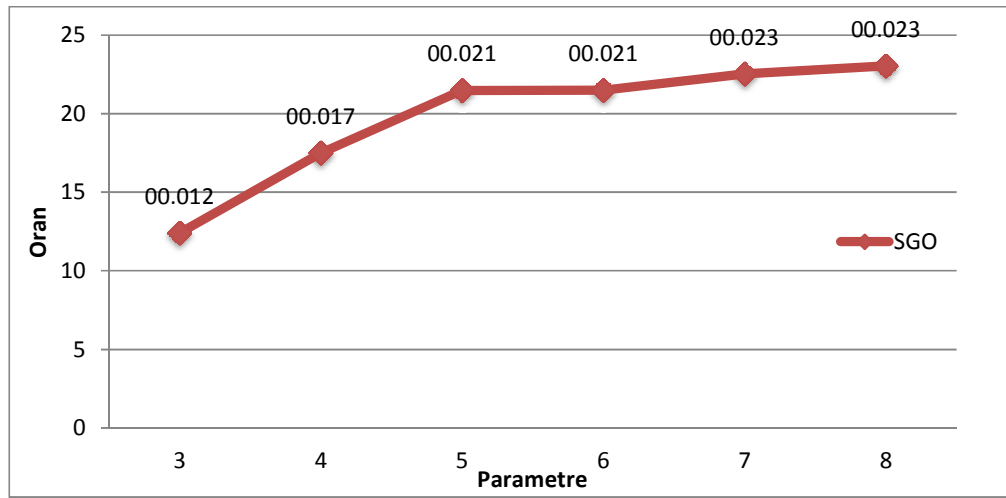
Tasarımın hasta merdiven çıkarken yapılan deneylerinde ham sinyalin görüntüsü Resim 4.9 (a)'da görülmektedir. Sinyalde, hareket ve EMG artefaktlarından dolayı önemli segmentler şeklini kaybetmiştir. Fakat tekstil elektrotların vücut ile olan teması kesilmediğinden dolayı algılanan sinyal en azından takip için yeterli görülebilir. Sadece genlik noktası fazla olduğu için R noktaları net şekilde

görülebilmektedir. Resim 4.9 (b)'de ise temizlenmiş EKG işareti görülebilir. Burada da R noktaları çok belirgin şekilde ortaya çıkmış S ve T noktaları ise birbirine yaklaşmıştır. Böyle bir işaretten herhangi bir teşhis ve yorum mümkün değildir. Yapılan deneyde sadece nabızın varlığı algılanabilmiştir. Hasta merdiven çıkarken algılanan sinyalde nabız 72 bps, SGO ise 6,4747 dB çıkmıştır. Resim 4.9 (c)'de ise artefaktlardan kaynaklı çok büyük genlikli ve EKG'nin frekans spektrumu ile örtüşen sinyallerin varlığı açıkça görülebilir. Resim 4.9 (d)'de ise mümkün olduğu kadar bu artefaktların yok edilmesi başarılmıştır. Aynı şekilde ham ve temizlenmiş EKG işaretinin güç spektrumu Resim 4.9 (e) ve (f)'den görülebilir.



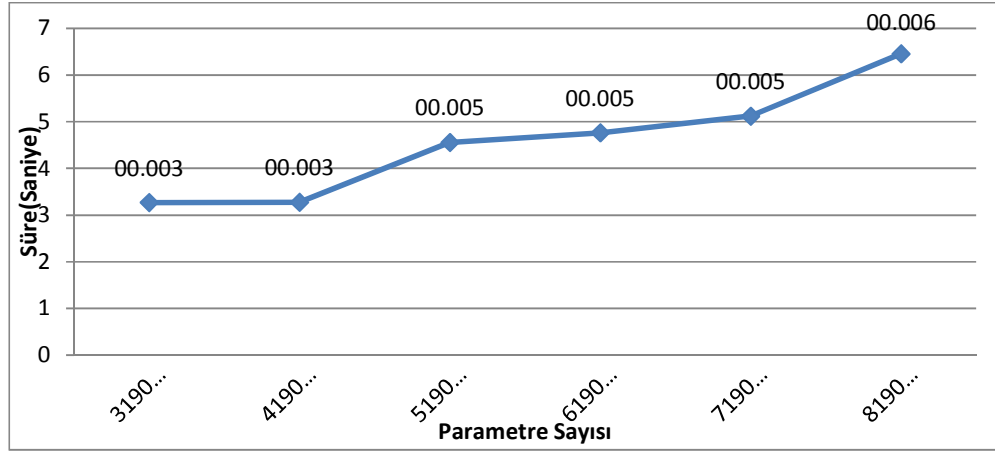
Resim 4.9. Hasta merdiven çıkarken algılanan (a) Ham EKG (b) Temizlenmiş EKG (c) Ham EKG'nin frekans spektrumu (d) Temizlenmiş EKG'nin frekans spektrumu (e) Ham EKG'nin güç spektrumu (f) Temizlenmiş EKG'nin güç spektrumu

Yapılan çalışmada özellikle gerçek zamanlı Kalman süzgeç algoritması ile farklı pozisyon ve durumlarda deneyler yapılmıştır. Denklem (3.9'deki kullanılan parametre sayısı arttıkça EKG işareti daha temiz ve segmentler daha doğru ortaya çıkmaktadır. Yapılan çalışmada hasta oturma anında algılanan sinyal, EKG üzerindeki parametre sayısı 3, 4, 5, 6, 7 ve 8 olarak değiştirilerek algoritma tekrarlanmıştır. Şekil 4.4'de görüldüğü gibi parametre sayısı arttıkça sinyal daha doğru ve ayrıntılı modellendiği için SGO artmaktadır.



Şekil 4.4. Farklı parametrelere göre SGO

Yapılan çalışmada sistem gerçek zamanlı olacağı için parametre sayısı yüksek mertebeden seçilememektedir. En efektif parametre sayısını bulmak için 5 sn'lik veri paketinde 3, 4, 5, 6, 7, ve 8 parametre ile deneyler yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar Şekil 4.5'de özetlenmiştir. Görüldüğü gibi parametre sayısı arttıkça sinyal işleme zamanı artmaktadır. Uygulamada parametre sayısı olarak 5 seçilmiştir. Bunlar, P, Q, R, S, ve T dir. Burada ara parametrelerde seçilebilir fakat cep telefonu içindeki işlemcinin performansı düşünüldüğünde işlem yükünü arttırmamak için fazla riske girilmemiştir.



Şekil 4.5. Farklı parametrelere göre sinyal işleme zamanı

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Giyilebilir sistemler ve bileşenleri için gerçekleştirilen çalışmalar incelendiğinde yapılarının çokta farklı olmadığı görülmektedir. Bunlar genel olarak hazır donanımlar üzerine veya hazır veritabanı kullanılarak geliştirilen çevrimdışı çalışmalardır. Donanımsal olarak yapılan çalışmalarda da farklı altyapılar (mikroişlemci, iletişim altyapısı, süzgeçler v.b.) kullanılarak literatüre katkılar sağlanmıştır. Bu tez çalışması ise hem donanımsal olarak hem de yazılımsal olarak farklı teknolojilerin bir araya getirilmesi ile oluşmuş ve gerçek zamanlı olarak çalışmaktadır. Bu açıdan diğer birçok çalışmadan farklılık arz etmektedir.

Giyilebilir sistemlerde öncelikle algılayıcı ve dönüştürücü seçimi büyük önem arz etmektedir. Tez çalışmasındaki yapılan deneylerden ve doktor önerilerinden, piyasada oldukça yaygın olarak kullanılan tek kullanımlık Ag-AgCl elektrotların, uzun süreli takiplerde cildi tahriş etmesi ve söküp takma esnasında hastaya acı vermesi açısından çokta uygun olmadığı görülmüştür. Literatürdeki yapılan çalışmalara bakıldığında da elle örülerek ve pamuklu bir kumaş üzerine iletken tel ile motiflenerek hazırlanan tekstil elektrotların tekrar tekrar kullanımda ve ten teması için çok uygun olmadığı görülmüştür. Tez çalışmamızda ise, asıl üretiliş amacı çok farklı olan manyetik izolasyon ve faraday kafesleri için nano teknoloji ile geliştirilen bir kumaş bu çalışmanın iletken tekstil elektrot noktası için seçilmiştir. Endüstriyel ve laboratuvar cihazları üzerinde yapılan deneyler sonucunda seçilen iletken tekstil ile yapılan elektrotun, Ag-AgCl elektrotlara göre çok daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür. Bu kumaş kullanılarak yapılan giyilebilir sistemin, 8 saat insan vücudu üzerinde takılı şekilde yapılan deneylerinde herhangi bir şekilde cildi tahriş etmediği ve kullanıcıyı rahatsızlık vermediği görülmüştür. Aynı hastadan tüm dış koşulların eşit olduğu varsayılarak ve aynı donanımla tekstil elektrotlarla bir R-R aralığı ve Ag-AgCl elektrotlar ile bir R-R aralığı değerlendirildiğinde, tekstil elektrotların Ag-AgCl elektrotlara göre ortalama % 25.23 daha iyi sonuç vermiştir. Yapılan başka bir deneyde iletken kumaş üst üste haftada bir kez olmak şartı ile 5 hafta boyunca yıkanmış ve testler tekrar gerçekleştirilmiştir. Alınan sonuçların değişmediği

görülmüştür. Ayrıca tekstil elektrotun yüzey alanının artması cilt ile olan teması arttırdığından sinyal kalitesi ile doğru orantılı olduğu tespit edilmiştir.

Algılayıcı olarak tekstil elektrotların seçiminden sonra giyilebilir sistemin tasarımı gerçekleştirilmiştir. Hem donanımsal yapıyı tutması ve dış dünya ile irtibatının az olması hemde elektrot-cilt empedansını düşürerek elektrot hareket artefaktlarından kaçınmak için korse şeklinde bir kıyafet tasarlanmıştır. Böylece terleme ve ufak hareketlerden dolayı oluşabilecek elektrot temassızlığının önüne geçilmiştir.

Giyilebilir sistemin tasarımından sonra uygulamaya platform oluşturacak kablosuz bir EKG düğümü gerçekleştirilmiştir. Daha sonraki çalışmalara temel oluşturacak şekilde tasarlanan bu düğüm istenirse EMG, SpO₂ gibi algılayıcılarında bağlanabilmesine olanak sağlamaktadır. Prototip olarak üretilen EKG düğümünde tüm uçlar bağlı iken ve işlemci üzerinde herhangi bir süzgeç çalışmıyor iken veri aktarımı esnasında çekilen akım 80 mA olmaktadır. Eğer işlemci üzerinde süzgeçler(Alçak geçiren + Taban Hattı + Kalman) çalıştırılırsa çekilen akım yaklaşık 150 mA çıkmaktadır. Bu sebeple Kalman süzgeç PDA üzerine alınmıştır.

Bu donanımsal çalışmalardan sonra yapılan deneyler sonucunda giyilebilir bir EKG sisteminde işaretin bozulmasına neden olan gürültü türleri incelenmiştir. Çalışmamızda kullanılan iletken kumaşın sifıra yakın olan direncinden dolayı maalesef sadece EKG'yi değil aynı zamanda birçok gürültüyü de üzerinden alarak EKG'nin bozulmasına neden olduğu görülmüştür. Bir giyilebilir sistemde hareket ve EMG'den doğan elektriksel potansiyellerin en ciddi artefakt nedeni olduğu sonucuna varılmıştır.

EKG ile aynı bandaki ve tam olarak modellenemeyen veya öngörüleemeyen bu gürültülerin, EKG işareti üzerinden gerçek zamanlı temizlenmesi için süzgeç yapıları üzerine çalışmalar yapılmıştır. Öncelikle uyarlanabilir süzgeç yapıları üzerinde durulmuştur. Bu süzgeçler gürültünün kaynağına göre katsayılarını uyarlayabilme yeteneklerinden dolayı özellikle EMG ve hareket artefaktları için oldukça başarılıdır. Yapılan benzetim programında tek uçlu uyarlanabilir sonlu impals cevap (FIR-Finite

Impulse Response) süzgeci kullanılmıştır. Burada uyarlanabilir süzgeçlerde bulunan gürültü ve ham sinyal uçları bir gecikme ile birleştirilerek hazır veri kümelerine uygulanmış ve başarılı sonuçlar alınmıştır. Örneğin MIT-BIH veri tabanından alınan 100 nolu kayıt üzerine %30 oranında EMG gürültüsü eklenmiştir. Daha sonra yakınsama hızını kontrol eden adım boyutu olan $\mu = 0,0001$, gürültü girişi ile ham sinyal girişi arasındaki kaymayı ifade eden parametre “D” 10 olarak seçilmiştir. Yapılan Matlab yazılımındaki benzetimde EMG gürültüsü başarı ile temizlenmiştir. Fakat uygulamada bu farklılık göstermiştir. Çünkü EKG, EMG, EEG gibi biyolojik sinyaller sürekli sinyallerdir ve çoğunda frekanslar, durağan sinyallerde olduğu gibi zamandan bağımsız değildir. Ayrıca gürültüde her an değişiklik göstermektedir. Uyarlanabilir süzgeçlerde, özellikle gürültü ve ham sinyal uçlarının birleştirilirken kullanılan gecikme parametresi de maalesef gerçek zamanlı sistemlerde her an değişiklik göstermektedir. Bu sebeple tasarlanan süzgeç gerçek zamanda uygulandığında çevrim dışı benzetimdeki gibi bir başarı elde edilememiştir. Bu sebeple işaretlerin birbirini takip edememesinden dolayı, işaretin gürültülerden temizlenmesi çok başarılı olunamamıştır. Bu noktada gürültü kaynağının tespit edilerek farklı bir donanım ile ölçülmesi bu soruna çözüm olabilir. Fakat bu noktada ise donanımın büyümesi ve güç sarfiyatı problemleri ortaya çıkacaktır.

Uyarlanabilir süzgeçlerin bu durumundan dolayı hedeflenen artefaktları yok etmek için farklı algoritmalar üzerine çalışılmıştır. Bu amaçla Bölüm 2’de detaylı olarak anlatılan Kalman süzgeç yapıları yazılıma entegre edilmiştir. Bu yazılımın doğruluğu öncelikle MATLAB yazılımında hazır veri kümeleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. MIT-BIH veri tabanından alınan 111, 113, 115, 121, 122 nolu verilerin üzerinde yapılan deneylerde SGO sırasıyla, 9.0348, 8.367, 7.67, 8.73, 8.72 dB bulunmuştur. Bölüm 4’de verildiği gibi gerçekleştirilen süzgeç yazılımı aynı veri kümelerini kullanan diğer çalışmalarla kıyaslandığında oldukça başarılıdır. Gerçekleştirilen sistemin performansı ayrıca farklı oranlarda uygulanan yapay gürültülere göre de SGO, MSE, PRD ile değerlendirilmiştir. Girişteki SGO 5dB’den 10 dB’ye çıktığında MSE ve PRD artmakta, SGO ise azalmaktadır. Buda göstermektedir ki süzgeç sinyali doğru modelleyememektedir. Bunun için ise model parametreleri artırılır. Fakat bu işlemde süzgeçteki işlem zamanını artırır. 5 sn’lik veri üzerinde yapılan deneylerde

Şekil 4.4 ve Şekil 4.5’de verildiği gibi parametre sayısı arttıkça SGO ve sinyal işleme süresi artmaktadır. Bu sebeple en efektif olan parametre sayısı olarak 5 parametre seçilmiştir. Bunlar P, Q, R, S, T gibi EKG üzerindeki kritik noktalar. Bu noktaların kullanıldığı süzgeç 4,5 sn’de işlemleri tamamlamaktadır. Buda gerçek zamanlı sistem için yeterlidir. Ağır bir teoriye karşın Kalman süzgecinin bu kadar hızlı çalışmasının nedeni ise SIMD (Single Instruction, Multiple Data) teknolojisi denen tek bir saat palsinde birden fazla işlemin gerçekleştirilmesinden dolayıdır. Yazılım esnasında android işletim sisteminde bu teknolojiye uygun nümerik kütüphaneler kullanılmıştır.

Ayrıca diğer çalışmalarda yukarıdaki parametreler sadece bir kez işaret üzerinden algılanmaktadır. Çalışmamızda farklı olarak gerçek zamanlı sistemde herhangi bir taşikardi veya bradikardi durumunda işaretin fazı değişeceğinden dolayı bu parametreler 3000 ms’de periyodik olarak tekrar tespit edilerek model yenilenmiştir. Böylece süzgecin kararlı çalışması sağlanmış ve başarısı da artırılmıştır.

Hazır veri kümeleri ile yapılan benzetimlerden sonra gerçek zamanlı denemeler yapılmıştır. Günlük hayatta EKG işaretinin uzaktan takibi amacı ile yapılan bu prototipin performans testleri hedefine uygun olarak günlük yaşam içerisinde bir hastanın durumuna uygun olarak seçilmiştir. Hastanın ayakta, masa başı, yatarken ve merdiven çıkarkenki durumları düşünülerek sistemin denemeleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlarda EKG işaretinin QRS kompleksi ve kritik noktaları oldukça net bir şekilde izlenebildiği görülmüştür.

Tez çalışmasının önemli katkılarından bir tanesi de uygulanan iletişim şeklidir. Yapılan çalışmalar incelendiğinde genelde hasta ve doktorlar arası iletişim hastane yâda merkezi noktalardaki sabit sunucular üzerinden olmaktadır. Bu tez çalışmasında doktor hastasına kullanılan bulut teknolojili bir sunucu ile doğrudan bağlanabilmektedir. Bu sunucuyu da sadece hastanın makinesinin aldığı IP ve port numarasını bulmak için kullanmaktadır. Daha sonra veri akışı doğrudan doktora gelmektedir. Buda verilere doğrudan erişimi ve bağımsızlığı sağlamaktadır. Yapılan başka bir deney sonucunda sabit sunucu üzerinden verinin ekranda gösterimi

yaklaşık 5 sn'de tamamlanırken doktorun hastaya doğrudan bağlantı ile bağlanması sonrasında da verilerin ekranda gözükmeye yaklaşık 3,5 sn almaktadır. Bu işlem hastanın cep telefonuna, sinyal kalitesine, baz istasyonlarına göre de farklılık gösterebilir. Fakat yakın gelecekte 4G gibi sistemlerin hizmete girmesi ve cep telefonu işlemcilerinin hızlarının artması bu sürelerin 1 sn'de altında olmasını sağlayabilir. Yapılan çalışmada aynı zamanda farklı veri gönderim yöntemleride sınanmıştır. Bunlar web socket, UDP ve TCP protokolleridir. Burada yaklaşık 3 sn ile en iyi sonuç UDP protokole aittir. Dolayısı ile bu protokol giyilebilir ve gerçek zamanlı sistemlere oldukça uygundur.

Yapılan tez çalışması sonucunda giyilebilir sistemlerin ve tekstil elektrotların uzaktan takip ve evde bakım uygulamaları için oldukça uygun olduğu görülmüştür. Ayrıca EKG işaretinin rastsal gürültülerine karşı Kalman süzgeç yapıları oldukça etkin bir şekilde kullanılmıştır. Bunun yanında Kalman süzgecinin gerçek zamanlı olarak çalışması bu tez çalışmasında başarıyla sağlanmıştır.

EKG cihazları, izleme ve teşhis amaçlı olmak üzere iki tipte sınıflandırılabilir. Teşhis amaçlı cihazlar hastane ortamlarında kullanılan 0-150 Hz aralığında çalışan cihazlardır. İzleme amaçlı cihazlar ise daha çok hasta başı monitörleri, holter, uyku apnesinin takibi gibi yerlerde kullanılırlar ve 0-50 Hz arasında takip sağlarlar.

Elde edilen sonuçlar göstermektedir ki önerilen tekstil elektrot ve giyilebilir sistem, uzun süreli EKG izlemeleri için oldukça uygundur. Bu tip sistemler biyomedikal cihaz teknolojileri arasında oldukça ergonomik çözümler sunacaktır. Ayrıca, sporcularda uzun süreli takip gerektiren hastalarda, uyku apnesi sendromu gibi rahatsızlıklarda ve ne zaman çıkacağı tahmin edilemeyen ritim bozukluklarının teşhisinde bu tip sistemlerin kullanılabileceği öngörülmektedir.

KAYNAKÇA

1. İnternet: Aköz, E.B., “SINCERE Projesi E-Sağlık Çalıştayı”: http://www.metutech.metu.edu.tr/download/File/TR/5-E-Health_at_ICT-Ebru_Basak.pdf (2013).
2. Ertek, S., “Endokrinolojide Tele-Sağlık ve Tele-Tıp Uygulamaları”, *Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2(3): 126-130 (2011).
3. McAdams, E., Krupaviciute, A., Gehin, C., Dittmar, A., Delhomme, G., Rubel, P., Fayn, J. ve McLaughlin, J., “Wearable Electronic Systems: Applications to Medical Diagnostics/Monitoring”, *Wearable Monitoring Systems*, **Springer**, New York, 179-204, (2011).
4. Won, S., Suenishi, N., Singh, D., “Electrocardiogram Artifact”, *Journal of Electrocardiology*, (2013).
5. Öztürk, L., “EEG, EOG ve EMG Artefaktları ve Çözümleri”, *Türk Toraks Derneği 10. Yıllık Kongresi*, Kemer, Antalya, (2007).
6. İnternet: T. K. Derneği, “Ulusal Kalp Sağlığı Politikası” <http://www.tkd.org.tr/menu/234/Ulusal-Kalp-Sagligi-Politikasi> (2013).
7. Salvoa, P., Raedt, R., Carrette, E., Schaubroecka, D., Vanfleteren, J., Cardon, L., “A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording”, *Sensors and Actuators A: Physical*, 174: 96-102, (2012).
8. Chaudhuri, S., Pawar, T.D., Duttagupta, S., “Ambulation Analysis in Wearable ECG”, *Springer Science*, New York, (2009).
9. Yeh, Y.C, Wang, W.J, Chiou, C.W., “Feature selection algorithm for ECG signals using Range Overlaps Method”, *Expert Systems with Applications*, 37(4): 3499-3512, (2010).
10. İnternet: Afonso, V. X., “ECG QRS Detection” http://www.physik.uni-freiburg.de/~severin/ECG_QRS_Detection.pdf (2013)
11. Thorp, E.O., “The invention of the first wearable computer”, *Second International Symposium on Wearable Computers*, Washington DC, 4-8, (1998).

12. Klingenberg, T., Schilling, M., “Mobile wearable device for long term monitoring of vital signs”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 106(2): 89-96, (2012).
13. Hu, S., Wei, H., Chen, Y., Tan, J., “A Real-Time Cardiac Arrhythmia Classification System with Wearable Sensor Networks”, *Sensors*, 12: 12844-12869, (2012).
14. Zhang, C.F., Bae, T.W., “VLSI Friendly ECG QRS Complex Detector for Body Sensor Networks”, *IEEE Journal On Emerging And Selected Topics In Circuits And Systems*, 2(1): 52-59, (2012).
15. Liu, X., Zheng, Y., Phyu, M. W, Zhao, B., Je M., Yuan X., “Multiple Functional ECG Signal is Processing for Wearable Applications of Long-Term Cardiac Monitoring”, *IEEE T Bio-Med Eng*, cilt 58, no. 2, pp. 380-389, (2011).
16. Pantelopoulos, A. ve Bourbakis, N.G., “A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis”, *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, 40(1): 1-12, (2010).
17. Anliker, U., Ward, J. A., Lukowicz, P., Tröster, G., Dolveck, F., Baer, M., Keita, F., Schenker, E. B., Catarsi, F., Coluccini, L., Belardinelli, A., Shklarski, D., Alon, M., Hirt, E., Schmid, R., Vuskovic, M., “AMON: A wearable multiparameter medical monitoring and alert system”, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 8(4): 415–427, (2004).
18. Sung, M., Marci, C., Pentland, A., “Wearable feedback systems for rehabilitation”, *J. Neuroeng Rehabil.*, 2(17), (2005).
19. Katsisa, C.D., Goletsisb, Y., Rigasa, G., Fotiadisa, D.I., “A wearable system for the affective monitoring of car racing drivers during simulated conditions”, *Transport Res C-Emer.* 19(3): 541–551, (2011).
20. Shnayder, V., Chen, B., Lorincz, K., Fulford-Jones, T. R. F ve Welsh, M., “Sensor Networks for Medical Care”, *Harvard University Technical Report, TR-08-05*, (2005).

21. Dietterle, D., Ebert, J.P., Wagenknecht, G. ve Kraemer, R., “A wireless communication platform for long-term health monitoring”, **4th Annual IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops**, Frankfurt, (2006).
22. Paradiso, R., Loriga, G. ve Taccini, N., “A wearable health care system based on knitted integrated sensors”, **IEEE T. Inf. Technol. B.**, 9(3): 337-344, (2005).
23. Rienzo, M.D., Rizzo, F., Parati, G., Brambilla, G., Ferratini, M. and Castiglioni, P., “MagIC System: a New Textile-Based Wearable Device for Biological Signal Monitoring. Applicability in Daily Life and Clinical Setting”, **27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society**, Milan, (2005).
24. İnternet: Weber, J.L. and Pirotte, F., “Medical Remote Monitoring of Clothes”
http://csnej106.csem.ch/sfit/pdf/concertation_lucerne_mermoth.pdf (2013).
25. Gyselinckx, B., Penders, J., Vullers, R., “Potential and challenges of body area networks for cardiac monitoring”, **J. Electrocardiol.** 40(6): 165-168, (2007).
26. Heilman, K.J., Porges, S.W., “Accuracy of the LifeShirt® (Vivometrics) in the detection of cardiac rhythms”, **Biol Psychol.**, 75(3): 300–305, (2007).
27. Mundt, C.W., Montgomery, K.N., Udoh, U.E., Barker, V.N, Thonier, G.C., Tellier, A.M., Ricks, R.D., Darling, R.B., Cagle, Y.D., Cabrol, N.A., Ruoss, S.J., Swain, J.L., Hines, J.W., and Gregory T.A.K, “A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications”, **IEEE T. Inf. Technol. B.**, 9(3): 382-391, (2005).
28. Kabir, Md. A., Shahnaz, C., “Denoising of ECG signals based on noise reduction algorithms in EMD and wavelet domains”, **Biomed Signal Proces**, 7: 481–489, (2012).
29. Barros, A., Mansour, A., and Ohnishi, N., “Removing artifacts from ECG signals using independent components analysis”, **Neuro computing**, vol.22, pp. 173–186, (1998).

30. Dey, N., Dash, T.P., Dash S., “ECG signal denoising by Functional Link Artificial Neural Network (FLANN)”, *Int. J. of Biomedical Engineering and Technology*, 7(4): 377 – 389, (2011).
31. Liu, S.H., “Motion Artifact Reduction in Electrocardiogram Using Adaptive Filter”, *J Med Biol Eng*, 31(1): 67-72, (2011).
32. Chang, C-H., Chang K-M., Ko H-J., “Cancellation of high-frequency noise in ECG signals using adaptive filter without external reference”, *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Yantai, China, (2010).
33. Sharma, L.N.; Dandapat, S.; Mahanta, A. “Multichannel ECG Data Compression Based on Multiscale Principal Component Analysis”, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(4): 730 – 736, (2012).
34. Kalman, R.E., “A new approach to linear filtering and prediction problems” *Journal of Basic Engineering*, 82(D): 35-45, (1960).
35. Vullings, R., Vries, B., Bergmans, J.W.M., “An Adaptive Kalman Filter for ECG”, *IEEE T Bio-Med Eng*, 58(4): 1094 - 1103, (2011).
36. Mneimneh, M.A., Yaz, E.E., Johnson, M.T., Povinelli R.J., “An adaptive Kalman filter for removing baseline wandering in ECG signals”, *Computers in Cardiology*, 2: 253 - 256, (2006).
37. Sameni, R., Shamsollahi, M.B., Jutten, C., Babaie-Zadeh, M., “Filtering noisy ECG signals using the extended Kalman filter based on a modified dynamic ECG model”, *Computers in Cardiology*, 32: 1017-1020, (2005).
38. Sayadi, O., Shamsollahi, M.B., “ECG Denoising and Compression Using a Modified Extended Kalman Filter Structure”, *IEEE T Bio-Med Eng*, 55(9): 2240-2248, (2008).
39. Sameni, R., “Extraction of Fetal Cardiac Signals from an Array of Maternal Abdominal Recordings”, Dكتورا Tezi, *Institut Polytechnique de Grenoble, Grenoble, France*, 37 – 53, (2008).

40. Tura, A., Badanai, M., Longo, D., Quareni, L., “A medical wearable device with wireless bluetooth-based data transmission”, *Measurement Science Review*, 3(2), (2003).
41. Fonseca, P.F.P.D., “Validation of two types of textile electrodes for electrocardiography and electromyography measurement applications”, Yüksek Lisans Tezi, *Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto*, 25- 93, (2012).
42. Poon, C.C.Y., Liu, Q., Gao, H., Lin, W.-H., Zhang, Y.-T., “Wearable Intelligent Systems for E-Health”, *Journal of Computing Science and Engineering*, 5(3): 246-256, (2011).
43. Mankodiya, K., Hassan Y.A., Hofmann U.G, “Textile electrodes in a body belt to capture and process ECG signals”, *Project Report*, (2010).
44. Pola, T.,Vanhala, J., “Textile Electrodes in ECG Measurement”, *3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information*, Melbourne, Australia, (2007).
45. Park, S., Jayaraman S., “Enhancing the quality of life through wearable technology”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(3): 41- 48, (2003).
46. İnternet: Vikipedi, özgür ansiklopedi, “Elektrokardiyografi”, <http://tr.wikipedia.org/wiki/EKG> (2013).
47. İnternet: Alman, A., “Kalbin Anatomisi”, <http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=143&konuindex=1> (2013).
48. Fidan, U., “*Biyolojik işaretlerin kablosuz iletimi*”, Doktora Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, (2006).
49. Thaler, M.S., “The Only EKG Book You'll Ever Need”, *Lippincott Williams & Wilkins*, (2012).

50. İnternet: Henry, T., “The Heart”,
http://www.uta.edu/biology/henry/classnotes/2458/powerpoint/twenty/20-02_pptlect.ppt (2013).
51. Bayram, H., Ertüzün, A., Bozma, H.I., “Doğrusal Olmayan Sistemlerdeki Algılama Belirsizliğinin Parçacık Süzgeçler ile Azaltılması”,
http://www.busim.ee.boun.edu.tr/~ertuzun/publicationsyeni/siu2006_CRC.pdf (2013).
52. İnternet: Wikipedi, özgür ansiklopedi, “Bayes Teoremi”,
http://tr.wikipedia.org/wiki/Bayes_teoremi (2013).
53. Maybeck, P.S., “Stochastic Models, estimation and control”, *Academic Press*, (1979).
54. Çayıroğlu, İ. “Kalman Filtresi ve Programlama”, *Fen ve Teknoloji Bilgi Paylaşımı*,1: 1-6, (2012).
55. İnce, C.D., “Dinamik Sistemlerin GPS ve Kalman Filtresi ile Anlık Olarak İzlenmesi”, Doktora Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (1999).
56. İnternet: Wikipedia, “Extended Kalman filter”,
http://en.wikipedia.org/wiki/Extended_Kalman_filter (2013).
57. İnternet: Orderud, F., “Comparison of Kalman Filter Estimation Approaches for State Space Models with Nonlinear Measurements”,
<http://fredrik.orderud.no/files/orderud05sims.pdf> (2013).
58. Sameni, R., Shamsollahi, M.B., Jutten, C., Clifford, G.D., “A Nonlinear Bayesian Filtering Framework for ECG Denoising”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 54(12): 2172-2185, (2007).
59. McSharry, P. E., Clifford, G.D., Tarassenko, L., Smith, L. A., “A Dynamic Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50(3): 289-294, (2003).
60. Sayadi, O. and Shamsollahi, M.B., “A model-based Bayesian framework for ECG beat segmentation”, *Physiol. Meas.*, 30: 335–352, (2009).

61. Clifford, G. D., Shoeb, A., McSharry, P. E., and Janz, B. A., "Model-based filtering compression and classification of the ECG", *Int. J. Bio-electromagnetism*, 7(1): 158-161, (2005).
62. Pan, J., Tompkins, W.J., "A Real-Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 32(3): 230-236, (1985).
63. İnternet: Holland Shielding Systems B.V. "EMI/RFI Shielded Faraday Tent", <http://www.hollandshielding.com/index.php?p=Nieuws&id=158&Lang=2> (2013).
64. İnternet: Texas Instrumets, <http://www.ti.com> (2013).
65. Xiu, L., Li, Z., "Low-Power Instrumentation Amplifier IC Design for ECG System Applications", *Procedia Engineering*, 29: 1533 – 1538, (2012).
66. İnternet: STMicroelectronics "STM32F100C4", <http://www.st.com/web/catalog/mmc/FM141/SC1169/SS1031/LN775/PF216837> (2013).
67. İnternet: Sure Electronics, "Bluetooth Serial Converter", <http://tesis.pucp.edu.pe/repositorio/bitstream/handle/123456789/1485/Anexo%204.pdf?sequence=5> (2013).
68. İnternet: Çizgi-TAGEM Gömülü Sistem Projeleri ve Destek Programı, "MSP430 USI(SPI) Birimi", <http://www.mcu-turkey.com/msp430-usispi-birimi-ile-3310-lcd-ekran-denemesi> (2013).
69. Özcan, S., "Bluetooth ile EKG verilerinin İletimi", Yüksek Lisans Tezi, *Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, (2010).
70. Cano-Garcia, J.M., Gonzalez-Parada, E., Alarcon-Collantes, V., Casilari-Perez, E., "A PDA-based portable wireless ECG monitor for medical personal area networks", *IEEE MELECON*, 713-716, Benalmádena, (Málaga), (2006).
71. İnternet: The Internet Engineering Task Force, "The WebSocket Protocol", <http://tools.ietf.org/html/rfc6455> (2013).

72. Kuo, S.M., Lee B.H., Tian, W., “Real-Time Digital Signal Processing: Implementations and Applications (3rd edition)”, **John Wiley & Sons**, (2013).
73. Jung, S.-J, Myllylä, R., and Chung, W.-Y., “Wireless Machine-to-Machine Healthcare Solution Using Android Mobile Devices in Global Networks”, **IEEE Sensors Journal**, 13(5): 1419 -1424, (2013).
74. Dilmaghani, R.S., Bobarshad, H., Ghavami, M., Choobkar, S., Wolfe, C., “Wireless Sensor Networks for Monitoring Physiological Signals of Multiple Patients”, **IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems**, 5(4): 347-356, (2011).
75. Xia, H., Asif, I., Zhao, X., “Cloud-ECG for real time ECG monitoring and analysis”, **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, 110(3): 253–259, (2013).
76. İnternet: “Dropbox”, <https://www.dropbox.com> (2013).
77. İnternet: Highsoft Solutions AS, <http://www.highcharts.com> (2013).
78. İnternet: Delano, M. K., “A Long Term Wearable Electrocardiogram (ECG) Measurement System”,
<http://dspace.mit.edu/bitstream/handle/1721.1/76811/824151339.pdf?sequence=1> (2013).
79. İnternet: “MIT-BIH Arrhythmia Database”,
<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/> (2013).
80. Kabir, M.A., Shahnaz, C., “Comparison of ECG Signal Denoising Algorithms in EMD and Wavelet Domains”, **IJRRAS**, 11(3): 499-516, (2012).
81. İnternet: “Physio Bank ATM”, <http://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM> (2013).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ÖZKARACA, Osman
 Doğum Tarihi ve Yeri : 11.12.1979, Aydın
 Medeni Hali : Evli
 E-Posta : osmanozkaraca@gmail.com
 Web Sayfası : <http://www.osmanozkaraca.com>
 Bölümü : Elektronik-Bilgisayar Eğitimi Bölümü

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Elektrik Eğitimi	2006
Lisans	Gazi Üniversitesi / Elektrik Öğretmenliği	2002
Lise	Aydın Anadolu Teknik Lisesi	1998

Projeler

1. 07/2010-54 — Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri “Giyilebilir Bir EKG Sisteminde Uzaktan Sinyalin Algılanması ve İşlenmesi”- Araştırmacı
2. 07/2009-26 — Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri “Erbiyum katkılı Fiber Yükselteçlerde Sıcaklığa Bağımlı Gürültü Faktörünün Deneysel Olarak İncelenmesi”- Araştırmacı
3. 108T283 — TÜBİTAK, “Erbiyum Katkılı Fiber Yükseltecin (EDFA) Sıcaklık Bağımlılığının Deneysel Olarak İncelenmesi”- Bursiyer
4. 106T061 — TÜBİTAK, “Organik Foto elektronik Yeni Bir Sistemin Üretimi: Alan Etkili Organik Transistorlar”, Yardımcı Araştırmacı, 2006-2009

Katıldığı Eğitimler:

1. “AB Çerçeve Programı Proje Kapasitesinin Arttırılması”, 21-27 Şubat 2012
2. “JAVA Programlama Eğitimi”, 7-19 Mayıs 2012

YAYINLAR:

Tez Kapsamında Yapılan Yayınlar

1. **ÖZKARACA, O.**, IŞIK, A. H., GÜLER, İ., Biological Signals Sensing with Wearable Technologies and an ECG Athlete Design, Recent Patents on Biomedical Engineering Journal, 4(2), 74-83, 2011.ISSN: 1874-7647
2. **ÖZKARACA, O.**, IŞIK, A. H., GÜLER, İ., “Detection, Real Time Processing and Monitoring of ECG Signal with a Wearable System”, International Symposium On Innovations In Intelligent Systems And Applications, 424-427, İstanbul 15-18 June 2011.

Tez Kapsamı Dışında Yapılan Yayınlar

SCI Makaleler:

1. YÜCEL M., GÖKTAŞ H.H., **ÖZKARACA O.**, “Erbiyum Katkılı Fiber Yükselteçte Gürültü Faktörünün Sıcaklık Bağımlılığı”, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der., Cilt 25, No 3, 635-641, 2010.
Web: http://www.mf.gazi.edu.tr/journal/2010_3/635-642.pdf

Engineering Index ve Index Medicus'ta Taranan Dergi Makaleleri

2. **ÖZKARACA, O.**, IŞIK, A. H., Sevil, G., GÜLER, İ., Microcontroller based passive elbow and knee rehabilitation instrument design, Procedia - Computer Sciences(Elsevier), Volume , ISSN: 1877-0509,pp. November 23 26, 2011.
3. M. BALCILAR, M. BURUNKAYA, **O. ÖZKARACA.**, “Design and Construction of a PC Based Microcontroller Controlled Vehicle Tracking System (VTS) Used GPS and GSM Technology”, International Review on Computers and Software - July 2012 (Vol. 7 N. 4) - Papers Part A

Uluslararası Konferans ve Bildiriler:

4. IŞIK, A. H., **ÖZKARACA, O.**,GÜLER,I., “Uzaktan Eğitim Öğrencilerinin İnternet Yeterlilik Düzeylerinin İstatistiksel Analizi”, 2. Uluslararası Meslek Yüksekokulu Sempozyumları (UMYOS 2011) , Aydın 25-27 May 2011.

5. **ÖZKARACA O.**, Işık A. H., Sevil G., Güler İ., “Microcontroller based passive elbow and knee rehabilitation instrument design”, 2nd World Conference on Information Technology, 22-27 November, 2011 Antalya

Ulusal Dergi Makaleleri:

6. Elmas, Ç., **Özkaraca, O.**, “Güç Elektroniği Dersi için Hazırlanmış İnternet Üzerinden Eğitim Uygulaması”, Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Bilişim Teknolojileri Dergisi, 11-15, 2008.

Ulusal Konferans ve Bildiriler:

7. Işık A. H., **Özkaraca O.**, Karacı A., Güler İ., —Uzaktan Eğitimde Sistem Odası Tasarımı ve İşletilmesi”, Akademik Bilişim 2010 Konferansı, 10 - 12 Şubat 2010

Web: <http://ab.org.tr/ab10/bildiri/30.pdf>

8. Işık A. H., **Özkaraca O.**, Karacı A., Biroğul S., —Web Tabanlı Eş Zamanlı (Senkron) Uzaktan Eğitim Sistemlerinin Karşılaştırmalı Analizi”, Akademik Bilişim 2010

Konferansı, 10 - 12 Şubat 2010

Web: <http://ab.org.tr/ab10/bildiri/178.doc>

9. Işık A. H., **Özkaraca O.**, Güler İ., “Mobil Öğrenme ve Podcast”, Akademik Bilişim 2011 Konferansı, 02-04 Şubat 2011

Web: <http://ab.org.tr/ab11/bildiri/147.doc>

Kitap Bölümleri

10. IŞIK, A. H., **ÖZKARACA, O.**, GÜLER, İ., Evaluation of Biotelemetry Systems and Novel Proposal for Chronic Diseases Management, **Emerging Issues in the Natural and Applied Sciences**, ISBN: 978-9952-8071-4-1, pp. 5-19 November 2011.