

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK - ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KABLOSUZ IEEE 802.15.6 HABERLEŞMESİ İLE EKG VE SOLUNUM TAKİP SİSTEMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Elektrik - Elektronik Müh. Cem ŞİŞMAN

HAZİRAN 2017

TRABZON



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KABLOSUZ IEEE 802.15.6 HABERLEŞMESİ İLE EKG VE SOLUNUM TAKİP SİSTEMİ

Cem ŞİŞMAN

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

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 18 / 05 / 2017

Tezin Savunma Tarihi : 15 / 06 / 2017

Tez Danışmanı : Doç. Dr. İsmail KAYA

Trabzon 2017

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Elektrik - Elektronik Anabilim Dalında
Cem ŞİŞMAN Tarafından Hazırlanan**

KABLOSUZ IEEE 802.15.6 HABERLEŞMESİ İLE EKG VE SOLUNUM TAKİP SİSTEMİ

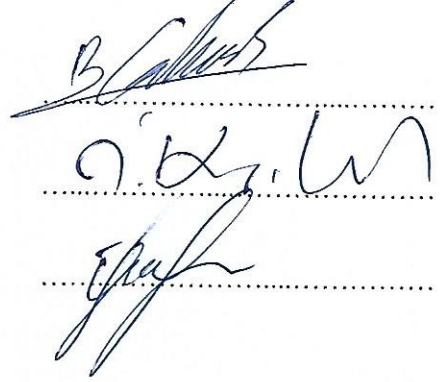
başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 25 / 05 / 2017 gün ve 1703 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Bülent ÇAKMAK

Üye : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Üye : Doç. Dr. İsmail KAYA

The image shows three handwritten signatures in black ink, each written over a horizontal dotted line. The signatures are: 1. Top signature: B. Çakmak (Prof. Dr. Bülent ÇAKMAK). 2. Middle signature: T. Kayıkçioğlu (Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU). 3. Bottom signature: İ. Kaya (Doç. Dr. İsmail KAYA).

**Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ
Enstitü Müdürü**

ÖNSÖZ

Kablosuz 802.15.6 Haberleşmesiyle EKG ve Solunum takibi Sistemi adlı bu tez Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektronik Bilim Dalında yapılan bir çalışmadır.

Bu çalışma TÜBİTAK 114E452'nolu proje kapsamında TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.

Öncelikle yüksek lisans danışmanlığımı üstlenerek, gerek konu seçimi ve gerekse çalışmalarımın yürütülmesi sırasında yardımlarını esirgemeyen, hayatın her alanında verdiği tavsiyelerle yol gösterici olan, sayın hocam Doç Dr. İsmail KAYA'ya, Laboratuvar çalışmalarımda destek olan, Elektrik – Elektronik Mühendisi Hasan Yavuz ÖZDERYA'ya, değerli arkadaşım SEFA ÜNAL'a ve KTÜ DSPLAB çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tüm yaşamım boyunca her türlü maddi ve manevi fedakarlıkta bulunan, verdiğim kararlarda sürekli yanımda olan aileme teşekkür ederim.

Cem ŞİŞMAN

Trabzon 2017

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “Kablosuz IEEE 802.15.6 Haberleşmesi ile EKG ve Solunum Takip Sistemi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. İsmail KAYA'nın sorumluluğunda tamamladığımı, verileri kendim topladığımı, analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 15/06/2017

Cem ŞİŞMAN



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET	VIII
SUMMARY	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	X
TABLolar DİZİNİ.....	XII
SEMBOLLER DİZİNİ.....	XIII
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Kalp ve Kalbin Çalışma Yapısı.....	2
1.2.1. Kalbin Elektriksel Aktivitesi	3
1.2.2. Elektrokardiyografi	4
1.2.2.1. Standart Ekstremitte Derivasyonları	6
1.3. Solunum Ölçümü	7
1.3.1. Empedans Pnografi Tarihsel Gelişimi.....	8
1.3.2. Empedans Pnografi ile Solunum Ölçümü	9
1.4. CHIBIOS Gerçek Zamanlı İşletim Sistemi	11
1.4.1. Chibios İş Parçacıkları.....	12
1.4.2. CHIBIOS Semafor Yapısı	14
1.4.3. CHIBIOS Hal Yapısı.....	15
1.4.3.1. SPI Sürücüsü.....	15
1.4.3.2. EXT Sürücüsü.....	16
1.5. Yongalar Arası Haberleşme Yöntemleri	17
1.5.1. Paralel Haberleşme.....	17
1.5.2. Seri Haberleşme Metotları.....	18

1.5.2.1.	SPI Haberleşme Protokolü.....	18
1.6.	IEEE 802.15.6 Vücut Alan Ağları Protokolü	20
1.6.1.	Vücut Alan Ağları İçin Kullanılan Frekans Bantları	20
1.6.2.	802.15.6 Kullanım Alanları	21
1.6.4.	802.15.6 Güvenlik Seviyeleri	22
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	23
2.1.	Gerçekleştirilen Donanımsal Çalışmalar	23
2.1.1.	Analog Besleme Devresi	23
2.1.2.	Giriş Filtresi Tasarımı.....	25
2.1.3.	Analog Sayısal Çevirici	26
2.1.4.	3 Kanallı EKG Ölçümü	28
2.1.5.	Solunum Ölçüm Katmanı	30
2.2.	STM32F407 Mikroişlemci ve RF Haberleşme Modülü.....	30
2.3.	ADS1292 Yongası ve Yongaya Ait Sürücü Yazılımın Oluşturulması	32
2.3.1.	ADS1292 SPI Komut Tanımlamaları.....	32
2.3.2.	ADS1292 Yazmaçları.....	33
2.3.3.	ADS 1294 SPI Haberleşmesi	34
2.3.4.	ADS1292R Yazmaçtan Okuma	35
2.3.5.	ADS1292 Yazmaçtan Okuma.....	35
2.3.6.	ADS1292 Yazmaçtan Değişirme	36
2.3.7.	STM32F407 Başlangıç Ayarlarının Yapılması	36
2.3.8.	ADS1292 Başlangıç Ayarlarının Yapılması.....	37
2.3.9.	Örneklenen Verilerin Periyodik Okunması	38
2.3.10.	Servis Katmanına Uyumlu Sürücü Yazılımının Geliştirilmesi.....	39
2.3.10.1.	Servis Katmanı Sürücüsü İçin Yazılan Fonksiyonlar	40
2.4.	EKG ve Solunum Veri Sıkıştırma Yazılımının Üretilmesi	40
2.4.1.	EKG Verisinin Sıkıştırılması	42
3.	BULGULAR.....	44
3.1.	Deneysel Çalışmalar	44
3.1.1.	Üretilen Algılayıcı Kart ile Yapılan Ölçümler.....	44
3.1.2.	Algılayıcı Kartın Güç Tüketimi	45
3.1.3.	Algılayıcı Kartla Yapılan Mesafe Ölçümleri.....	46
3.2.	Data Sıkıştırma İlgili Elde Edilen Bulgular	46

4.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	48
5.	KAYNAKLAR	49

ÖZGEÇMİŞ



ÖZET

KABLOSUZ IEEE 802.15.6 HABERLEŞMESİ İLE EKG VE SOLUNUM TAKİP SİSTEMİ

Cem ŞİŞMAN

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik – Elektronik Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. İsmail KAYA
2017, 51 Sayfa

Bu çalışma, hem EKG ve hem de solunum sistemi birleştirilerek, kablosuz IEEE 802.15.6 bağlantısı üzerinden aktarmayı üstlenmiştir. Yapılan ölçümler 16 bit çözünürlüğünde ve 500 Hz lik örnekleme hızında olup, bu düzeyde bir veri yükünü kesintisiz olarak bir HUB a aktarma işlevini üstlenmekle bu alanda benzerlerinden daha nitelikli bir çalışma ortaya konulmuştur.

Uzaktan hasta takip sistemi tele tıp sisteminin esas ögesidir ve ciddi miktarda ilaç tasarrufu sağlayacağı, aynı zamanda iş yükü kaybını önleyip hastanın yaşam standartlarını yükselteceği düşünülmektedir. Hali hazırda daha temel verilerle (periyodik nabız, hareket, kan şekeri ölçümleri gibi) yapılan uzaktan hasta takibi, bu ve benzeri projelerle artık hastanın normal yaşam alanına yoğun bakım hassasiyetini taşımakta ve hastayı daha iyi ve kaliteli takip imkanı sağlamaktadır. Dolayısıyla sağlık endüstrisinde de yeniden yapılanma ve uzaktan hasta takibi merkezlerinin oluşması gibi yeni uygulamaları gerekli kılmaktadır.

Bu çalışmada EKG ve solunum ölçümlerinde Texas Instruments firmasının AD1292R entegresi bir ARM işlemci ile kontrol edilmiş ve kablosuz haberleşme bağlantısı tamamen TUBİTAK 112E452 projesi kapsamında oluşturulan IEEE 802.15.6 bağlantısı ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar artık bu teknolojinin endüstrileşmeye hazır olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: EKG Ölçümü, Solunum Ölçümü, Kablosuz Hasta Takibi, IEEE 802.15.6 Standardı, WBAN

Master Thesis

SUMMARY

ECG AND RESPIRATION TRACKING SYSTEM WITH WIRELESS IEEE 802.15.6 COMMUNICATION

Cem ŞİŞMAN

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical and Electronics Engineering Program
Supervisor: Doc. Dr. Ismail KAYA
2017, 51 Pages

This study aims to develop a combined wireless ECG and respiration monitoring system employing IEEE 802.15.6 WBAN standard. As this study aims to transfer measurements acquired in 16 bits resolution at 500 Hz sampling rate to a nearby gateway device with low latency and high reliability, it is more qualified compared to other similar works.

Remote patient monitoring system is an essential part of the telemedicine applications; and it is expected to save significant amount of medicine as well as reduction of work load required for patient treatments. Although rare, telemedicine applications that are implemented at the moment with basic health information (heart rate, motion, blood sugar) has already been improving patients' life quality and providing a level of attention that was only available in intensive care units. Therefore, health care industry requires a restructuring and creation of new remote patient tracking centers.

In this study, Texas Instruments ADS1292R Analog Frontend chip is used in ECG and respiration acquisition circuit along with a ST Microelectronics STM32 ARM microcontroller. System employs a wireless communication system based on IEEE 802.15.6 standard which is created as part of the TUBITAK 114E452 project. Results show that, system is ready for industrialization as a next step.

Key Words: ECG Measurement, Respiration Measurement, Wireless Patient Tracking, Wireless IEEE 802.15.6 Standard, WBAN

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Tasarlanan kablosuz hasta takip sisteminin blok diyagramı	1
Şekil 2. İnsan kalbi ve kalbin elektriksel kısımları [5].	3
Şekil 3. Kalbin çalışma döngüsünün çeşitli yöntemlere incelenmesi [6].....	5
Şekil 4. Standart EKG derivasyonları	7
Şekil 5. Temel bir spirografi verisi	8
Şekil 6. Bipolar ve tetrapolar elektrot yerleşim şekilleri.....	9
Şekil 7. Ölçüm sisteminin elektriksel modellenmesi	11
Şekil 8. Empedans pnografi ile solunum ölçümü blok diyagramı.....	11
Şekil 9. Chibios'ta çok iş parçacıklı çalışma yapısı.....	13
Şekil 10. Semafor fonksiyonlarını gösteren durum diyagramı [16]	14
Şekil 11. Chibios SPI durum şeması [17]	15
Şekil 12. EXT modülü durum diyagramı [18].....	17
Şekil 13. Bir yönetici ve iki çırak cihazlı SPI haberleşme yapısı.....	18
Şekil 14. SPI haberleşmesi polarizasyonları	19
Şekil 15. Gerçekleştirilen algılayıcı kartları.....	23
Şekil 16. Regülatör devresi devre şeması.....	24
Şekil 17. USB hattından beslenen devre ile ölçülmüş EKG verisi.....	25
Şekil 18. DC bataryadan beslenen devreden elde edilmiş EKG verisi	26
Şekil 19. ADS1292R Blok diyagramı.....	26
Şekil 20. Enstrümantasyon yükselteci	27
Şekil 21. EKG ölçüm devresini blok diyagramı	29
Şekil 23. Solunum ölçüm devresi giriş devre şeması	30
Şekil 24. Mikroişlemci ve RF haberleşme kartı	31
Şekil 25. Yongaların mikroişlemci ile senkron haberleşmesine ait blok diyagramı.....	35
Şekil 26. Sistemin başlangıç yazmaç ayarlamaları zamanlama diyagramı	37
Şekil 27. EKG iş parçacığının algoritma şeması	39
Şekil 28. EKG işaretinin diferansiyelinin histogramı	41
Şekil 29. Sıkıştırılacak veri	42

Şekil 30. Sıkıştırılmış veri	42
Şekil 31. Sıkıştırılmış verinin açılmasıyla oluşan veri.....	43
Şekil 32. Kablosuz olarak bilgisayara aktarılan EKG işareti	44
Şekil 33. Ölçülen solunum işareti.....	44
Şekil 34. Algılayıcı kartın analog katmanının akım tüketimi	45
Şekil 35. Kablosuz ünitenin akım tüketimi	45



TABLolar (ÇİZELGELER) DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Giriş sinyaline karşılık gelen çıkış kodları	28
Tablo 2. Yazmaçların başlangıç değerleri	38
Tablo 3. Sıkıştırma algoritmasının çeşitli EKG işaretleri üzerindeki performansı	46
Tablo 4. Çeşitli sıkıştırma algoritmaları performansları [30].....	47



SEMBOLLER DİZİNİ

A	:	Amper
ADC	:	Analog Sayısal Çevirici
AGF	:	Alçak Geçiren Filtre
ANSI	:	Amerikan standartlar enstitüsü
AV	:	Atiyuventiküler düğüm
CLK	:	Saat
CMRR	:	Ortak Mod Bastırma Oranı
CPHA	:	SPI saat fazı
CPOL	:	SPI saat polarizasyonu
CS	:	Yonga yetkilendirme
DAC	:	Sayısal Analog Çevirici
DDS	:	Doğrudan sayısal sentez
EEG	:	Elektrosefalografi
EKG	:	Elektrokardiyogram
EMI	:	Elektro manyetik girişim
FCC	:	Federal iletişim komisyonu
HAL	:	Donanımsal erişim katmanı
Hz	:	Herz
IEEE	:	Uluslararası Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü
ISM	:	Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal Bant
LDO	:	Düşük Sinyal Yitimi
MedRadio	:	Medikal Cihaz Radyo İletişim Servisi
MISO	:	Yönetici giriş çırak çıkış kanalı
MOSI	:	Yönetici çıkış çırak giriş kanalı
OTG	:	On the Go
PHY	:	Fiziksel Katman
SA	:	Sinoatriyal düğüm
SPI	:	Seri donanımsal arayüz haberleşmesi
USB	:	Evrensel Seri Veriyolu

UWB : Ultra Geniş Bantlar
V : Volt
 Ω : Ohm
 μ : Mikro

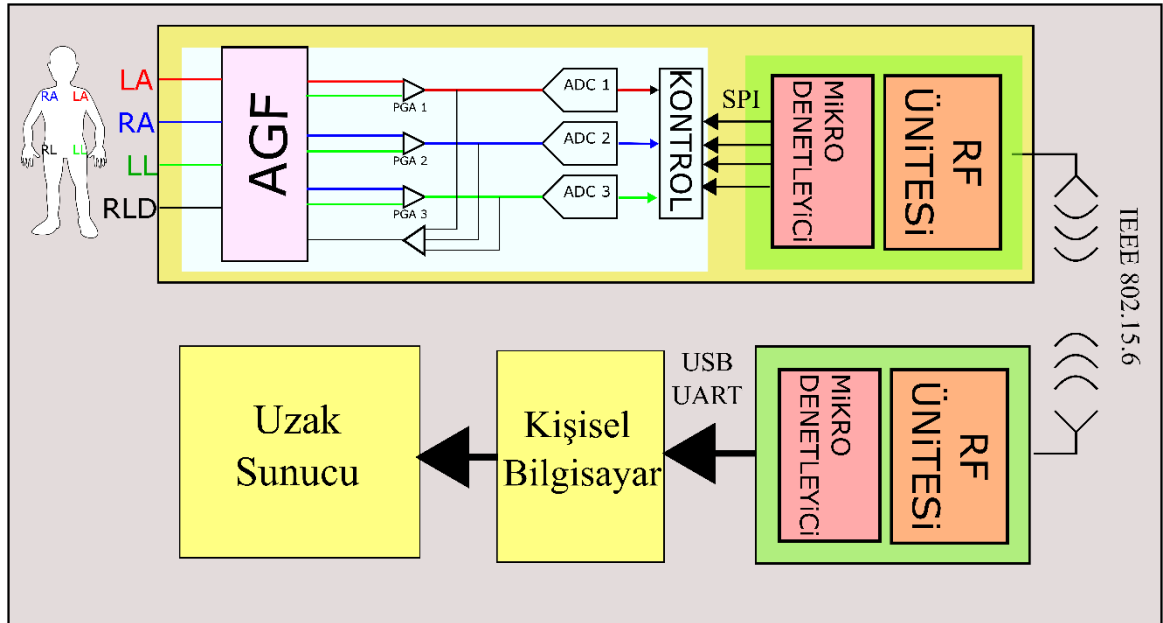


1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Günümüzde elektronik cihaz teknolojisinin gelişmesiyle birlikte cihazların boyutları küçülmüş ve daha taşınabilir elektronik cihazlar ortaya çıkmaya başlamıştır. İlk üretildiğinde yaklaşık bir oda büyüklüğünde olan medikal cihazlar rahatlıkla taşınabilecek kadar küçülmüş, hatta giysilerin içerisine entegre edilerek giyilebilir biçimlere getirilmiştir.

Dünya üzerinde milyonlarca insan diyabet, kalp, hipertansiyon gibi kronik hastalıklara yakalanmakta ve hayatının bir bölümünü bu hastalıklarla mücadele ederek geçirmektedir. Kronik hastalıklarda erken teşhis ve düzenli takip hastalığın tedavisinde önemli rol oynamaktadır. Düzenli olarak takip edilmesi gereken bu hastalar tıp merkezlerinin yoğunluğuna neden olmaktadır. Tıp merkezlerindeki yoğunluk hastaların zamanlarının bir kısmının burada geçmesine neden olmaktadır. Gerekli zamanı bulamayan hastalar tıp merkezine gitmeyi ertelemekte veya hiç gitmemektedir. Ayrıca tıp merkezlerinde yoğunluktan ötürü doktorlar da her hastayla yeterince ilgilenememekte bu ise merkezin hizmet kalitesini düşürmektedir.



Şekil 1. Tasarlanan kablosuz hasta takip sisteminin blok diyagramı

Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, kablosuz hasta takibine yönelik birçok çalışma bulunmaktadır. Kablosuz olarak yapılan çalışmalar

İstanbul Teknik Üniversitesinde Mehmet Kocatürk tarafından yapılan kablosuz EKG takip uygulamasında, EKG işaretleri 1kHz örnekleme frekansında örneklenmiş ve IEEE 802.11.b (Wi-fi) protokolü olarak aktarılmıştır [1].

Erciyes üniversitesinde Kemal Kayanın yaptığı tez çalışmasında EKG işaretleri kablosuz 435MHz de çalışan bir sistem ile bilgisayara aktarılmıştır [2].

Jun Liu ve arkadaşlarının yaptığı kablosuz giyilebilir hasta takibi cihazı çalışması ile EKG, Solunum, vücut sıcaklığı gibi bilgiler kablosuz olarak Bluetooth 4.0 protokolünü kullanılarak bilgisayara aktarılmıştır [3].

Khazraee ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile 802.15.6 protokolü kullanılarak solunum sayısı, nabız sayısı ve adım bilgileri takip edilmiştir [4].

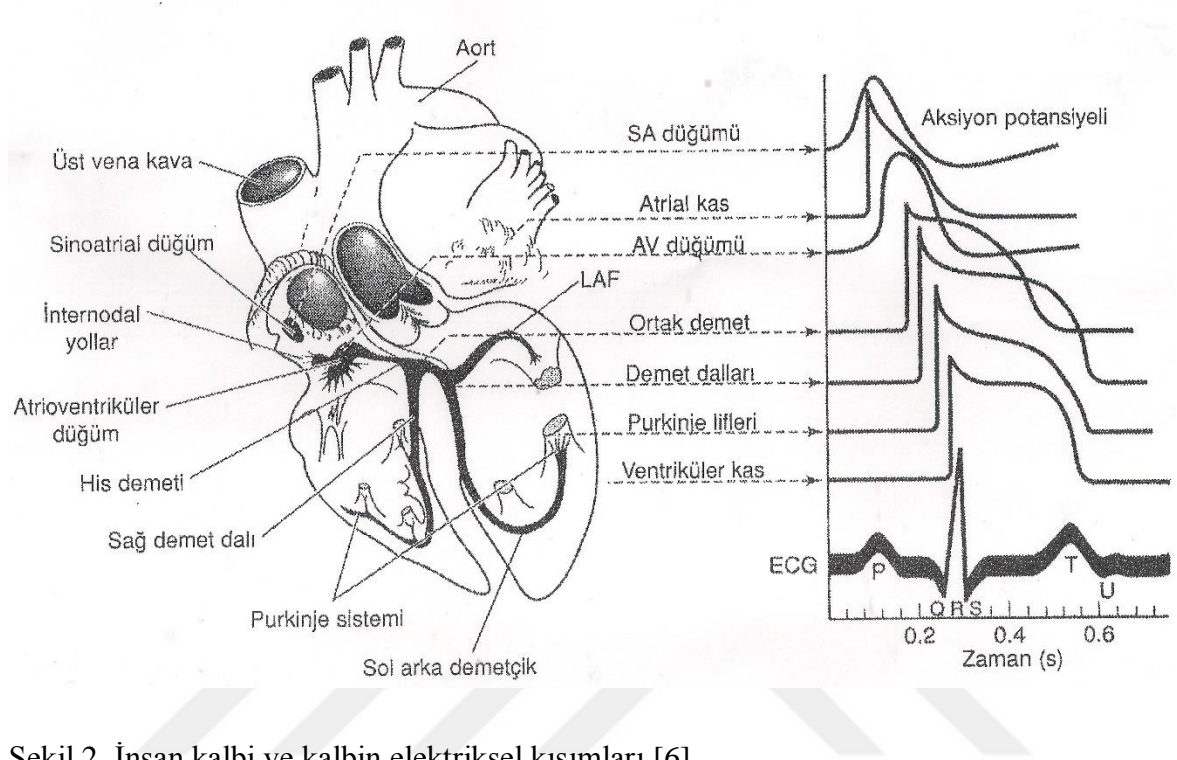
Yapılan çalışmaların çokluğuna rağmen piyasada güvenilir ve kullanımı kolay bir solunum ve EKG ölçen cihaz bulunmamaktadır. Bu çalışmada hasta takip amaçlı tıp merkezleri dışında hastaları takip etmek üzere geliştirilmiş bir hasta takip cihazı tasarımı ve üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretilen bu cihaz 3 kanallı, 16 bit çözünürlüklü ve 500sp/s örnekleme hızında EKG işaretini 3 derivasyondan okumakta ve aynı zamanda solunum işaretini de IEEE 802.15.6 haberleşme standardını kullanarak bir bilgisayara aktarmaktadır. Sistemin genel blok diyagramı Şekil 1’de gösterilmiştir.

1.2. Kalp ve Kalbin Çalışma Yapısı

İnsan kalbi güçlü kaslardan ve iki adet güçlü pompadan oluşan bir organdır. Kan sıvısını vücuda pompalayarak dokuların ihtiyacı olan besin, oksijen, mineral ve hormonları dokulara taşıyarak buradan çıkan atıkları ilgili merkezlere taşır. Kalp atriyum ve ventrikül adı verilen iki kısımdan oluşmaktadır.

Ventrikül kalbin büyük hacimli bölümü olarak temel görevi, kanın organlara ve solunum sistemine pompalanmasıdır. Atriyum ise gelen kanı karşılayarak ventriküle pompalayarak dolaşımının sürekliliğini sağlamaktadır. Ventrikül ve atriyum birbirlerine zıt olarak çalışmaktadır. Atriyumun kasılmasına diyastol, ventrikülün kasılmasına ise sistol ismi verilmektedir. Ventrikülden atımlı (nabız) olarak çıkan kan atriuma geldiğinde sürekli bir hale gelmektedir. Bunun sebebi aort ve atardamarların sürtünme dirençlerinin azlığı ve

kılcal damarların gösterdiği dirençlidir [5]. Kalpte bulunan dört kapakçık ile kalpte akımın tek yönlü olmasını sağlamaktadır. Kalp ve kalpte bulunan kısımlar Şekil 2’de gösterilmiştir.



Şekil 2. İnsan kalbi ve kalbin elektriksel kısımları [6].

1.2.1. Kalbin Elektriksel Aktivitesi

İnsan vücudunda elektrik iletimi iyonlar üzerinden gerçekleşmektedir. Sodyum (Na^+), Klorit (Cl^-) ve Potasyum (K^+) iyonlarının hücre içerisindeki yoğunlarına göre hücrelerin potansiyelleri değişmektedir. Hücre zarı iyonların boyutlarından ve çeşitli özelliklerinden dolayı bazıları yavaş geçirirken bazıları hızlı geçirmektedir. Hücre içerisinde sodyum – potasyum pompası adı verilen bir mekanizma ile sodyum iyonları sürekli dışarı atılmaktadır. Bu nedenden dolayı hücre dışındaki ortam hücre içerisindeki ortam arasında bir potansiyel fark bulunmaktadır. Hücrenin bu durumuna hücrenin polarize olması adı verilmektedir. Bu durumdaki potansiyel fark yaklaşık 70mv civarındadır. Hücre elektriksel olarak uyarıldığında hücre zarının yapısı değişmekte ve hücre içerisindeki sodyum yoğunluğu artmaktadır. Hücrenin bu durumuna depolarize olması adı verilmektedir. Depolarize olan bir hücrenin potansiyeli yaklaşık 20mv değerindedir. Depolarize olan hücre tekrar polarize olma sürecine ise repolarizasyon denmektedir. Depolarize olan hücreler birbirini etkilemekte bu şekilde vücut üzerinde bir elektriksel iletim oluşmaktadır.

Kalp belirli bir ritimde çalışmaktadır. Kalbin ritmini otonom sinir sistemi kontrol etse de sinir sisteminden ayrılmış bir kalp kendi kendine ritim üretim atımlarına devam edebilmekte ve çalışmasını kendi başlatabilmektedir. Kalbin bu yeteneğine otomasite ve ritmisitive adı verilmektedir. Kalp nakli için çıkartılmış bir kalp uygun besleyici çözelti veya kan sıvısı ile beslendiğinde saatlerce bağımsız olarak atımlarını sürdürebilmektedir.

Kalbin bu ritmik atım yeteneğini önemli olarak sağlayan, Sinoatriyal düğüm (SA) ve Atriyoventiküler düğüm (AV) adı verilen iki kısım bulunmaktadır.

SA düğüm, kalbin sağ atriumunda bulunan 8mm uzunluğunda 2mm kalınlığında bir bölümdür. Kalbin en yüksek frekansta işaret üretebilen temel pacemakeridir. SA'dan çıkan uyarılar atriumu ve AV düğümünü uyarmaktadırlar.

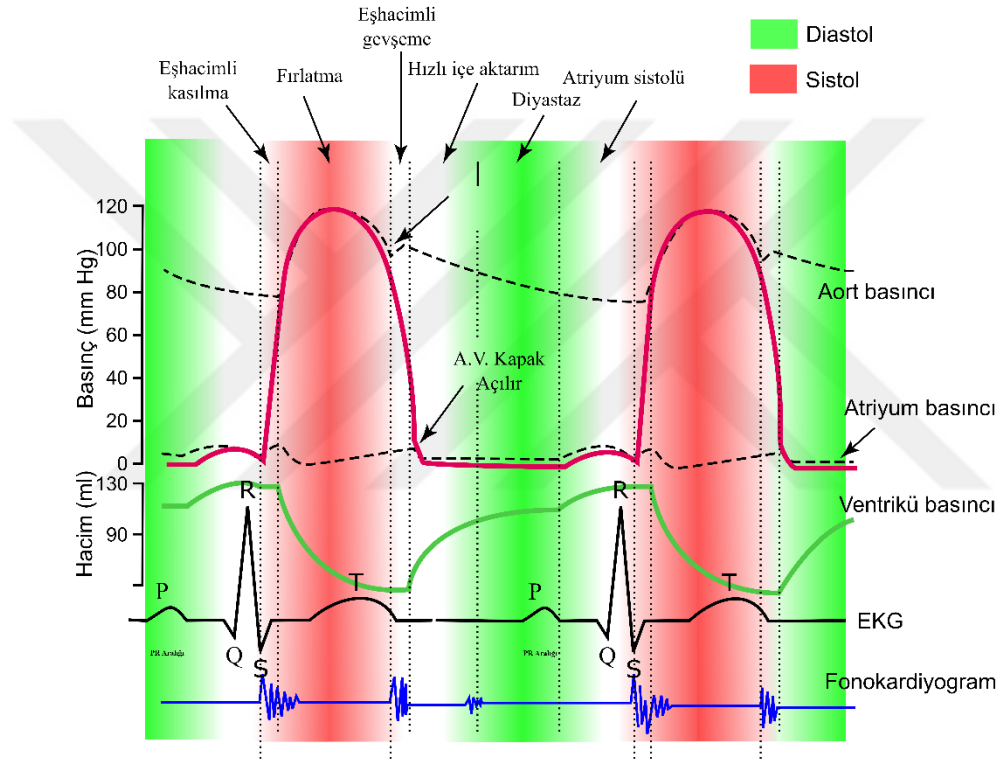
Atriyoventiküler düğüm kalbin ikinci pacemakeridir. Atrium ve Ventriküller arasında bulunur. Elektriksel olarak atriumdan ventriküllere elektriksel iletim birtek AV düğüm aracılığıyla gerçekleşebilmektedir. AV düğümün verdiği tepki his dalları aracılığıyla his demetlerine ve sonrasında purkinje liflerine iletilmekte, purkinje lifleri ile ventriküllerin kasılmasını kontrol etmektedir. Kalpte iletim tek yönlüdür, atriyoventiküler düğümünden çıkan tepkiler sinoatriyal düğüme bu kısmın fizyolojik özelliklerinden dolayı iletilmemektedir.

Atriyoventiküler düğüm ve sinoatriyal düğüm dışında kalbin his demetleri purkinje lifleri gibi bölümleri de pacemaker olarak görev yapabilmektedir. SA ve AV nin güçlü etkisi nedeniyle etkisi gözlemlenmeyen bu tepkiler. SA ve AV si deforme edilmiş bir kalbin bu bölümler aracılığıyla, düşük bir frekansta, (30 - 40 atım/dk) otomasite ve ritmisitive özelliklerini devam ettirebilmesi bu kısımların etkisindedir [5].

1.2.2. Elektrokardiyografi

Kasların elektrik akımına tepki verdiği 1800 yıllardan beri bilinmekteydi. Fakat kalbin elektriksel aktivitelerinin keşfi 1855'de Kollicker ve Muellere canlı kurbağa bacağı motor sinirlerini çalışan bir kalbin üzerine koyduklarında bacağın kasıldığını farketmeleriyle gerçekleşti. [7] 1880'li yıllarda Ludwig ve Waller elektrik alan içindeki kılcal tüpe bağlanmış bir cilt elektrodunun, kalbin atımıyla beraber tüpteki sıvı seviyesini değiştirdiğini tespit ettiler. Böylece kalp işaretlerinin cilt yüzeyinden izlenebileceği sonucunu buldular. Einthoven 1901 yılında yaptığı makine ile kalbin elektriksel işaretlerini kağıda yansıtmayı başardı ve 1924 yılında bu konuda yaptığı araştırmalar ile nobel bilim ödülü kazandı [8].

Elektrokardiyogram temel olarak kalbin elektriksel tepkilerini vücudun yüzeyine yerleştirilmiş elektrotlarda oluşturduğu potansiyelin bir kağıt veya ekrandan takibidir. Kalpten çıkan elektriksel tepkiler kalbi merkez kabul eden bir vektör aracılığıyla vücuda dağılır, fakat elektrotlardan boyutsuz skaler bir değişim okunur. EKG electro cardio graphy kelimelerinin baş harflerinden oluşturulmuş bir kısaltmadır fakat bir başka medikal görüntüleme tekniği olan EEG (Elektrosefalografi) ile ECG nin İngilizce telaffuzları birbirine benzediği için EKG olarak kısaltılmıştır [7].



Şekil 3. Kalbin çalışma döngüsünün çeşitli yöntemlere incelenmesi [5]

Temel bir EKG işareti P,R, ve T tepeleri adı verilen 4 tepe ve P-Q, QRS, ST ve Q-T aralıkları adı verilen 4 aralıktan oluşmaktadır. Tipik Bir EKG işareti Şekil 3 ile gösterilmiştir. EKG işareti p dalgası ve qrs dalgası adı altında iki dalgadan oluşmaktadır. Atriyum uyarılmasıyla P dalgası oluşur ve bunun akabinde atriyum kasılır. Atriyumun kasılması atriyum basıncında hafif bir yükselmeye neden olur. P dalgasının başlangıcından 0.16 saniye sonra ventriküllerin uyarılması ile QRS dalgası görünür. QRS dalgası sonrası ventriküllerin kasılması gerçekleşir. Kalp atım sesi olarak bilinen fonokardiyogramdaki işaret ise kalbin kapakçıklarının açılma kapanma sesidir. Normal insanda bu şekilde işlemekte olan kalp

çevrimi kalpteki problemler nedeniyle değişebilir. Bu değişimlerin bir çoğu EKG işaretinde gözlemlenebilmektedir. EKG'nin temel işaretlerinin genlik ve süreleri şöyledir.

P tepesi: 0.1mV

R tepesi: 0.1mV

T tepesi: 0.2mV

P-Q aralığı: 50-120 mS

QRS aralığı: 80ms

ST aralığı: 80-120ms

Q-T aralığı: 420ms (kalbin atım hızına göre değişmektedir)

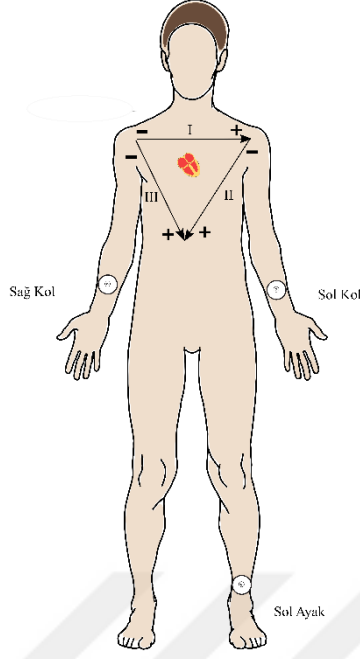
Kalpten çıkan işaret kalbi merkez alan bir küre şeklinde vücuda yayılmaktadır. Vücutta yayılan bu vektörel yönlü işaret yüzey elektrotunun yönsüz skaler bir potansiyel göstermesi nedeniyle elektrot yerleşimlerine göre değişiklik göstermektedir. Elektrotların yerleşim biçimlerine derivasyon adı verilmektedir. Derivasyonlar; Standart ekstremite derivasyonu, göğüs derivasyonu (prekordiyas derivasyonları), büyütülmüş ekstremite derivasyonları olmak üzere 3 çeşittir. Bu çalışmada modülerlik göz önüne alınarak sadece standart Ekstremitte derivasyonu öne çıkarılmıştır.

1.2.2.1. Standart Ekstremitte Derivasyonları

Einthoven tarafından 1901 yılında geliştirilen orijinal EKG derivasyonudur. Sağ omuz, sol omuz ve pubic bölgeden alınan skaler bilgilerden bir sonuç vektörü ortaya çıkarmaktadır. Kalp etrafındaki bu üç nokta Einthoven Üçgeni olarak adlandırılmaktadır. Dönemin şartlarında uygulamanın kolaylaştırılması amacıyla Sağ Kol, Sol Kol ve Sol Ayakta ki elektrotlar kullanılmıştır. İnsan vücudu iyi bir iletken kabul edildiği için ekstremitenin uçları vücuda bağlantı noktasıyla aynı potansiyelleri içermektedir. Derivasyon romen rakamlarıyla sıralanmış 3 derivasyon içerir. Bunlar I. derivasyon, II. Derivasyon ve III. Derivasyondur. Einthoven kanuna göre üç derivasyondan 2 sinin yönlerine dikkat edilerek toplanması üçüncü derivasyonu vermektedir.

I. Derivasyon: Sağ kolun negatif, sol kolun pozitif girişi kabul edildiği takdirde elde edilen işarettir. Sağ kolun vücuda bağlandığı nokta sol kolunkine göre pozitif olduğu durumda pozitif sinyal elde edilir.

II. Derivasyon: Elektrokardiyografin negatif ucu sağ kola pozitif ucu ise sol bacağına bağlanır. Sağ bacak sol bacağına göre negatif olduğunda cihaz pozitif kayıt yapar.



Şekil 4. Standart EKG derivasyonları

III Derivasyonu. Elektrokardiyografin negatif ucu sol kola, pozitif ucu ise sol bacağına bağlanır. Sol kol sol bacağına göre negatif olduğunda, cihaz pozitif kayıt yapar. Derivasyonların yerleşimi Şekil 4'te gösterilmiştir.

1.3. Solunum Ölçümü

Canlıların temel yaşam parametrelerinden birisi olan solunum canlının diyafram ve çeşitli kasların yardımıyla, organizmanın yaşamının devamı için gerekli havayı almasıdır. Solunum ölçümü akciğerle ilgili hastalıkların tespitinin yanı sıra kişinin sağlığıyla ilgili birçok bilgi vermektedir. Solunumun takip amaçlı kaydedilmesine spirografi, kaydeden cihazlara ise spirograf adı verilmektedir. Tipik bir spirografi verisi Şekil 5'de gösterilmiştir.

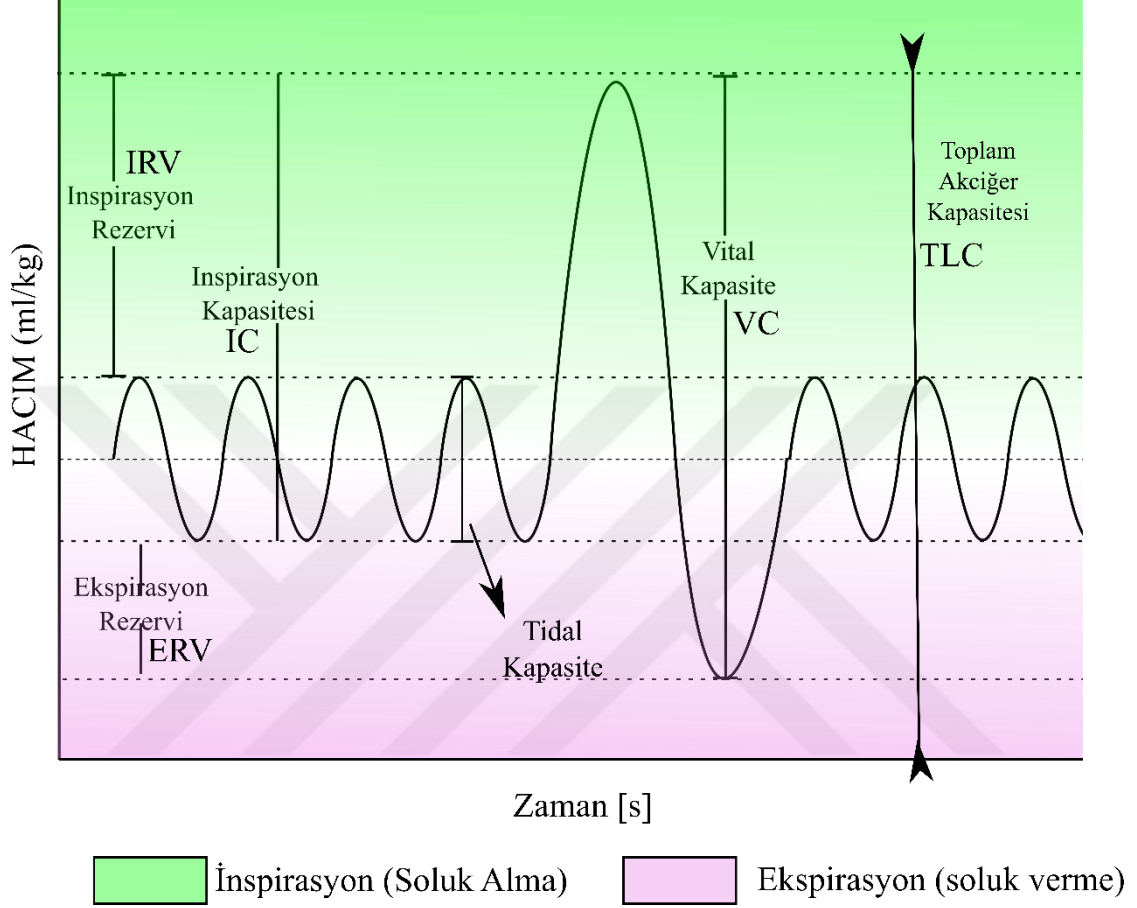
Şekil 5 deki spirografi verisi ile kişinin solunumuna dair çeşitli bilgiler elde edilebilir. Bunlar;

Tidal solunum: Kişinin olağan solunumu sırasında akciğerlere giren ve çıkan hava hacmidir.

IRV: Kişi tüm gücünü kullanarak bir solunum yaptığında akciğerlerine aldığı hava ile tidal solunumda akciğere aldığı havanın farkıdır.

ERV: Kişi normal bir nefes verme sonrası tüm gücünü kullanarak akciğerinden çıkartabildiği hava miktarıdır.

RV: atık hacim Kişi tüm gücünü kullanarak verdiği nefesten sonra akciğerde kalan hava miktarıdır.



Şekil 5. Temel bir spirografi verisi

Inspirasyon Kapasitesi: TV ile IRV'nin toplamına eşittir. Kişinin normal durumdan kendini zorlayarak akciğerlerinin alabileceği maksimum hava hacmidir.

Toplam Akciğer Kapasitesi: Kişinin kendini zorlayarak akciğerine alabileceği hava ile ulaşabileceği maksimum akciğer hacmidir.

Elde edilen bu veriler ve birbirlerine göre fark toplamlarından çeşitli hastalıklara yönelik teşhis ve tedavi takibinde önemli veriler elde edilir.

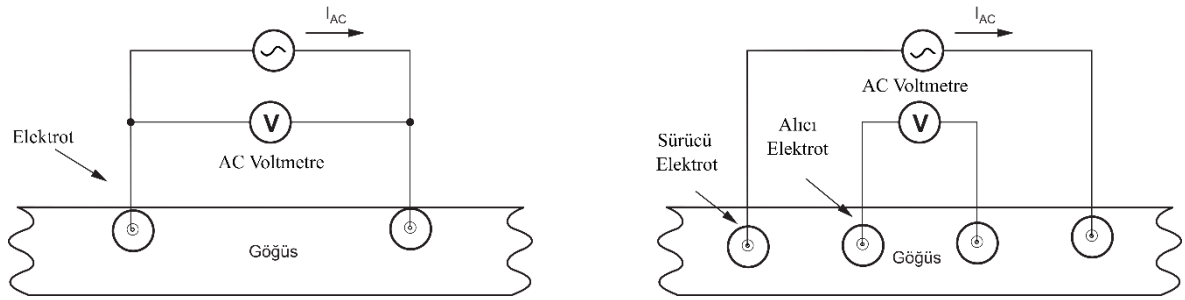
1.3.1. Empedans Pnografi Tarihsel Gelişimi

Empedans Pnografi ile ilgili ilk çalışmalar 1907 yılında Cramer ile başlamıştır [9, 10]. 1932 yılında Atzler ve Lehman kalbin göğüste oluşturduğu aktivitelerin yüksek frekansta

kayıtlarda değişime sebep olduğunu farketmişler ve kalbin hacimsel aktivitelerini ölçmeye odaklanmışlardır [9]. 1937 yılında Fening ve Bonar Atzler'in ürettiği cihazla benzer bir teknikle farelerdeki solunum sayısı ölçümü yapmıştır. 1944'te Schaefer empedans pnömografi ile hayvanlarda solunum ölçümü yapabilen ilk mekanik makineyi üretmiştir [9]. Schaefer'in bu makinasında deri altına yerleştirilmiş çelik elektrotlar ile oluşturulmuş bir direnç köprüsü ve galvanometre kullanılmıştır. 1959 yılında Goldensonn ve Zablow empedans pnömografi ile ilgili ilk hacimsel çalışmaları yapmış ve spirometre kemeri ile eş zamanlı kayıt almışlardır [9]. Goldensonn ve Zablow ürettikleri bu makineye empedans spirometer ismini vermişlerdir.

1.3.2. Empedans Pnografi ile Solunum Ölçümü

Empedans Pnografi solunum takibi amacıyla kullanılan dolaylı bir ölçüm metodudur. Akciğere hava girerken ve çıkarken akciğer hacmi değişmekte bu değişim göğüs bölgesinin empedansını değiştirmektedir. Oluşan bu empedans değişimlerini ölçmek için vücuda bir modülatör yardımıyla elde edilmiş sinyal uygulanır ve bu sinyal alıcı elektrotlardan geri alınarak bir demodülatör aracılığıyla demodüle edilir. Elde edilen işaret bir alçak geçiren filtreden geçirildiği zaman solunum ile ilintili bir solunum datası edilir.



Şekil 6. Bipolar ve tetrapolar elektrot yerleşim şekilleri

Empedans Pnografi ölçümü için vücutta kullanılan elektrotlar iki farklı yerleşimle kullanılabilir. Bunlar tetrapolar ve bipolar yerleşimlerdir. Tetrapolar ve bipolar elektrot yerleşimleri Şekil 6'de gösterilmiştir. Bipolar yerleşimde sürücü ve alıcı elektrotlar tek bir elektrotta birleştirilmiştir. Modüler uygulamalarda bu yöntem elektrot sayısını azaltmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tetrapolar yerleşim şeklinde ise sürücü ve alıcı elektrotlar farklı elektrotlar üzerinden gerçekleştirilmektedir. Elektrot sayısı arttıkça elektrot yüzey

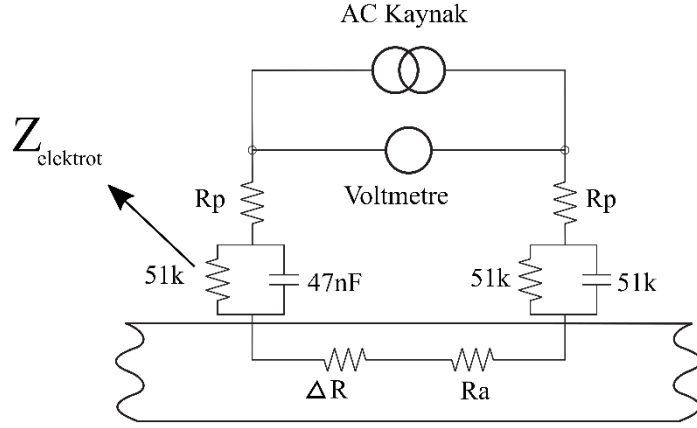
alanı artmakta ve kontak noktalarından kaynaklanan empedans değeri azalmaktadır. Denklem 1.1 ile elektrot sayısı dolayısıyla elektrot yüzey alanı empedans değişimini göstermektedir [11]. Bu formülde Z toplam empedansı, ρ iletkenliği J_{LI} sürücü elektrotun akım yoğunluk alanını ve J_{LE} ise alıcı elektrotun akım yoğunluk alanını göstermektedir. Bu yöntemde uygulamanın performansı artmakla birlikte kablo ve elektrot karmaşası artmaktadır.

$$Z = \int_v \frac{1}{\rho} J_{LE} J_{LI} dv \quad (1.1)$$

Bir empedans pnografi ölçümünün elektriksel modellenmesi Şekil 7'de gösterilmiştir. Bu şemada I_{ac} vücuda uygulanan sinyal akımını; AC Voltmetre, ölçüm devresini; Z_E (R_E ve C_E) elektrot temas yüzeyinde oluşan empedansı; ΔR solunuma bağlı değişen empedansı ve R_B ise vücudun sabit direncini ifade eder. ΔR değeri nefes alma sırasında artarak nefes verme esnasında da azalır. ΔR tipik olarak 0.1Ω ile 1Ω arasında değişmektedir [12].

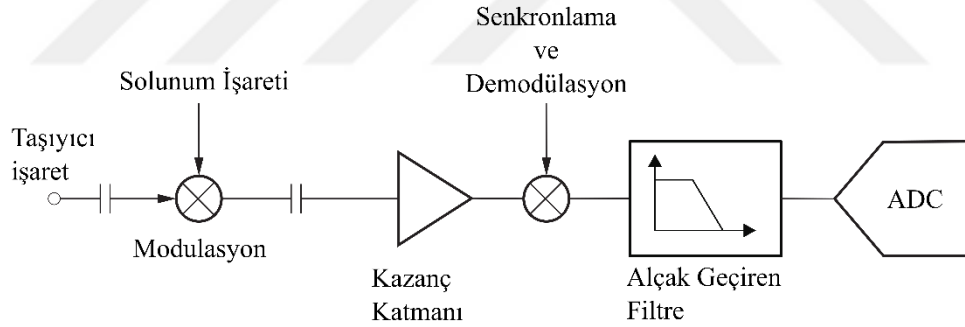
EKG'ye nazaran empedans pnografi de ölçüm yapmak için vücuda bir gerilim uygulanması gereklidir. Amerika Birleşik Devletleri'nin elektromedikal cihazların akım limitleri için oluşturduğu ANSI/AAMI ES1-1993 standardına göre vücuda 10kHz de verilebilecek akım limiti $100\mu A$ 'dir [13]. Frekans arttıkça artan bu değer daha düşük frekanslarda daha küçüktür.

Vücuda verilen bu yüksek frekanslı sinyal, solunum işaretini genlik modülasyonlu olarak alıcı elektrota getirir. Elde edilen işaret, taşıyıcı işaret ile tekrar çapılarak modüle edilir. Alçak geçiren bir filtreden geçirilerek istenmeyen taşıyıcı işaret filtrelendir. Solunum işareti bir analog sayısal çevirici (ADC) ile örneklenerek dijital hale getirilir. Sistemin genel diyagramı Şekil 8'de gösterilmiştir [12]. Taşıyıcı olarak kare dalgalı veya sinüs dalgalı bir taşıyıcı kullanılabilir. Sinüs işaretleri sayısal olarak oluşturulması zordur. Doğrudan sayısal sentez (DDS) algoritmaları ile oluşturulabilirler. DDS algoritmaları dijital olarak sinüs dalga işaretler üreten dijital analog çevirici (DAC) benzeri çalışan algoritmalarlardır. İyi filtrelenerek sinüse benzetilmiş bir kare dalga da kullanılabilir [12].



Şekil 7. Ölçüm sisteminin elektriksel modellenmesi [12].

Teorik olarak modüle edilmiş solunum sinyali taşıyıcı frekansı ile çarpıldığında ve filtrelendiğinde solunumla doğrudan ilintili bir sinyal oluşmaktadır. Fakat kablolarda oluşan kapasitif etki nedeniyle bir faz kayması mevcuttur. Modüle işaret de modüle edilirken bu faz farkına dikkat edilerek modüle edilmesi gerekir.



Şekil 8. Empedans pnografi ile solunum ölçümü blok diyagramı [12].

1.4. CHIBIOS Gerçek Zamanlı İşletim Sistemi

Mikrodenetleyicilerin gömülü sistemlerde kullanılmaya başlandığı ilk yıllar mikrodenetleyicilerin programlanması makine kodlarıyla yapılmaktaydı. Başlangıçta birkaç modül ve giriş çıkıştan oluşan mikroişlemciler birkaç özel komut ile rahatça programlanabiliyordu. Fakat ilerleyen yıllarda artan yonga teknolojisi ile mikrodenetleyiciler hızla gelişmeye başladı. Makine kodları, işlemciye özel olduğundan programlayıcıların kullandıkları işlemcilerin tüm kısımlarına hakim olmaları gerekmektedir. 1990'lı yıllarda C programı ile mikroişlemcilere yönelik derleme yapabilen derleyiciler çıkmaya başladı. Bu

yenilik ile programcılar makine kodlarıyla yazdıklarından daha hızlı kod yazabildiler. Arm mimarisini kullanan mikroişlemcilerin yaygınlaşmasıyla birlikte işlemcilerin programlanması için HAL adı verilen üreticiler tarafından yazılan kütüphaneler kullanılmaya başlanmıştır. Kullanıcıların gömülü sistemlerde daha az donanımsal kod yazıp daha çok uygulamaya yönelik kod yazma istekleri ve aynı anda birden fazla işi parçacığını çalıştıracak sistem arayışları sonucu gerçek zamanlı işletim sistemleri geliştirildi.

Chibios gömülü sistem uygulamaları için genel halka açık lisans (*General Public Lisans, GPL*) [14] ile geliştirilmiş bir açık kaynak kodlu gerçek zamanlı çalışan bir işletim sistemidir. Chibios projesi üç ana bağımsız üründen oluşmaktadır [15]. Bunlar;

RT (Real Time): Yüksek performanslı RTOS kısmıdır. Temiz kodlu temel, güçlü *debug* desteği, tam statik mimari ve çok yüksek RTOS performansı ile öne çıkmaktadır [15].

NIL : Düşük özellikli mikroişlemci sistemlerinde de çalışabilecek RTOS dur. İşletim sistemi maksimum konfigürasyonda 1kB kod alanı kaplamaktadır. Objelerin bellek kullanımı düşüktür. Tam statik mimaridedir [15].

HAL: Uygulama ile mikroişlemci donanımı arasındaki yazılımdır. Mikroişlemciye ait GPIO, ADC, SPI gibi birimlerin kontrol edilmesini sağlamaktadır. Chibios HAL birçok yaygın mikroişlemciye yönelik hal desteği sağlamaktadır. Katmanlı sürücü mimarisini desteklemekte ve nesne yönelimli programlamaya uygundur [16].

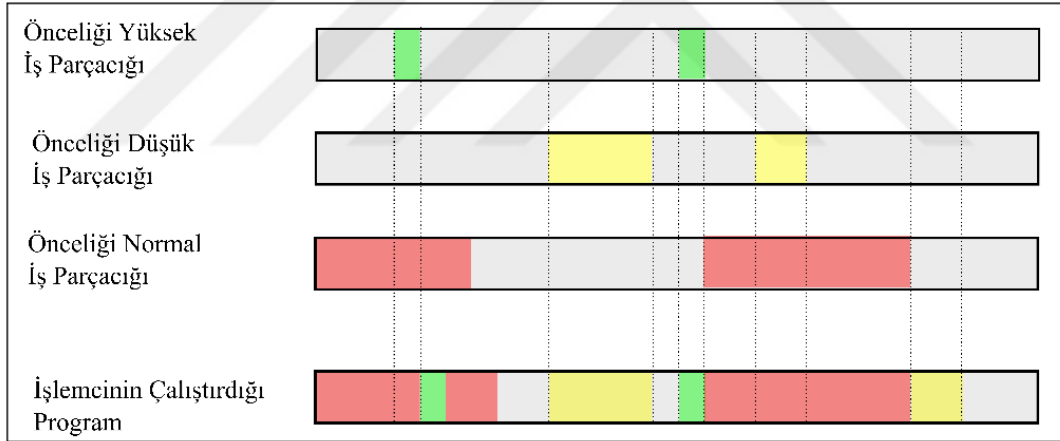
Chibios Studio: Ücretsiz Eclipse tabanlı geliştirme programıdır. Chibios la ilgili tüm programlar tek bir indirme linkinde birleştirilmiştir [15].

1.4.1. Chibios İş Parçacıkları

RTOS'ların ne önemli avantajlarından birisi birden fazla işi aynı anda yapabilmesidir. Teoride tek çekirdekli bir mikroişlemci aynı anda sadece bir göreve ait işlemi yapabilmektedir. Fakat Chibios'un iş parçacıklarını yönetmesi sayesinde sanal olarak iki program aynı anda çalıştırılabilmektedir.

Gömülü sistemlerde bir iş parçacığı çalıştırılırken çalıştırma süresinin büyük bölümünde işlemci uyumaktadır. İşlemcinin uyuduğu sürelerde işlemci diğer iş parçacıklarını gerçekleştirilebilmektedir. Teoride iş parçacığının hiç uyumadığı durumlarda çok görevli çalışması mümkün olmamaktadır. İş parçacığı uyumadan önce, işletim sistemi aracılığıyla, iş parçacığının uyanacağı zamana bir zamanlayıcı kurmakta ve zamanlayıcının kesmesi aracılığıyla iş parçacığı uyanacağı zaman o iş parçacığının programı

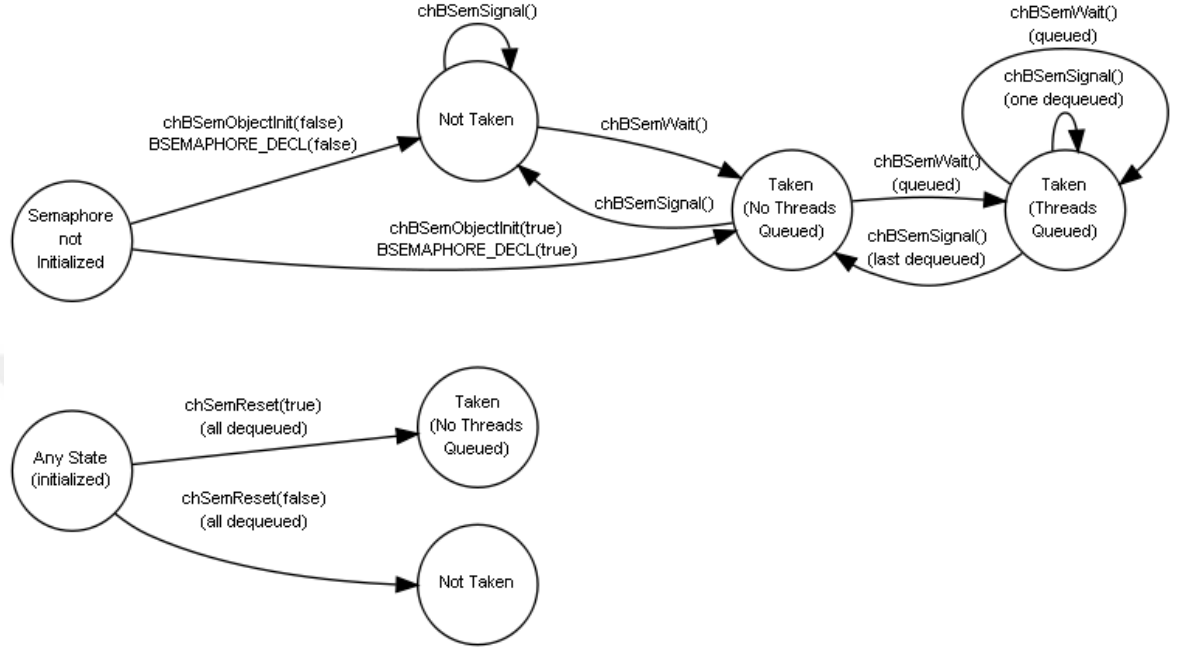
çalıştırılmaktadır. Donanımsal kesmeler de iş parçacığını uyandırma amaçlı kullanılabilir. CHIBIOS ile iş parçacıklarına çeşitli öncelikler verilerek iş parçacıkları hiyerarşik olarak yapılandırılabilir. Bu durumda bir iş parçacığı programı çalışmakta iken, başka bir iş parçacığının çalışma zamanı geldi ise, işletim sistemi önceliklerini karşılamaktadır. Eğer sonradan gelen iş parçacığının önceliği yüksek ise, çalıştırılmakta olan programa ait bilgiler bir yığına aktarılıp, önceliği yüksek iş parçacığının programı çalıştırılmaya başlanmaktadır. Önceliği yüksek iş parçacığının programı, sonlandığı veya uykuya girdiği zaman, yığındaki bilgiler tekrar belleğe aktarılarak, önceliği düşük olan iş parçacığının programı çalıştırılmaya devam etmektedir. Önceliği yüksek bir iş parçacığının programı koşmakta iken daha düşük önceliği olan iş parçacığının çalışma zamanı geldiğinde ise önceliği yüksek olan iş parçacığının programının bitmesi veya uyuması beklenmektedir. Çok görevli bir çalışma yapısının çalışması Şekil 9'de gösterilmiştir.



Şekil 9. Chibios'ta çok iş parçacıklı çalışma yapısı

Teorik olarak modüle edilmiş solunum sinyali taşıyıcı frekansı ile çarpıldığında ve filtrelendiğinde solumla doğrudan ilintili bir sinyal oluşmaktadır. Fakat kablolarda oluşan kapasitif etki nedeniyle bir faz kayması mevcuttur. Modüle işaret de modüle edilirken bu faz farkına dikkat edilerek modüle edilmesi gerekir.

1.4.2. CHIBIOS Semafor Yapısı



Şekil 10. Semafor fonksiyonlarını gösteren durum diyagramı [17]

Semafor RTOS'ların çok görevli işlem yapısını gerçekleştirebilmesi için çok kullanışlı bir yapıdır. Chibios, Binary ve counting olmak üzere iki farklı semafor yapısı kullanılabilir [17]. Chibios'un semaforlarla ilgili çalışma durum şeması Şekil 10 gösterilmiştir. CHIBIOS semafor yapısına ait fonksiyonlar;

chBsemInit: Semafora ait konfigürasyonların yapıldığı fonksiyondur. Semafor'un adı ve çeşidi başlangıçta olması gereken durumu ayarlanmaktadır.

chBsemWait: Semafor'un bekleme durumudur, işletim sistemi bu durumda semafor sinyal işareti gelene kadar işlemciyi uyutmakta, eğer varsa başka bir iş parçasına ait programı çalıştırmaktadır.

chBsemWaitTimeout: Semafor'un bir bekleme süresi boyunca bir sinyal beklemesini sağlayan fonksiyondur. İşlemci eğer mevcutsa, başka iş parçacıklarına ait işlemleri gerçekleştirebilir. Bekleme süresi bittiğinde; fonksiyon RDY_OK, RDY_RESET, RDY_TIMEOUT olmak üzere üç farklı değer geri döndürebilmektedir. RDY_OK;

Semaforun başarıyla sinyallediği, RDY_RESET semafor'un resetlendiği ve RDY_TIMEOUT ise semafor'un bekleme süresi içinde sinyallenmediğini belirtmektedir.

chBSemReset::Semaphore un sıfırlandığı yani başlangıç durumuna dönmesi sağlanmaktadır.

chBSemSignal: Semafor'un Sinyal işlemi gerçekleştirilerek semafor *taken* konumuna getirilmekte ve ilgili iş parçacığının programının devam etmesi sağlanmaktadır.

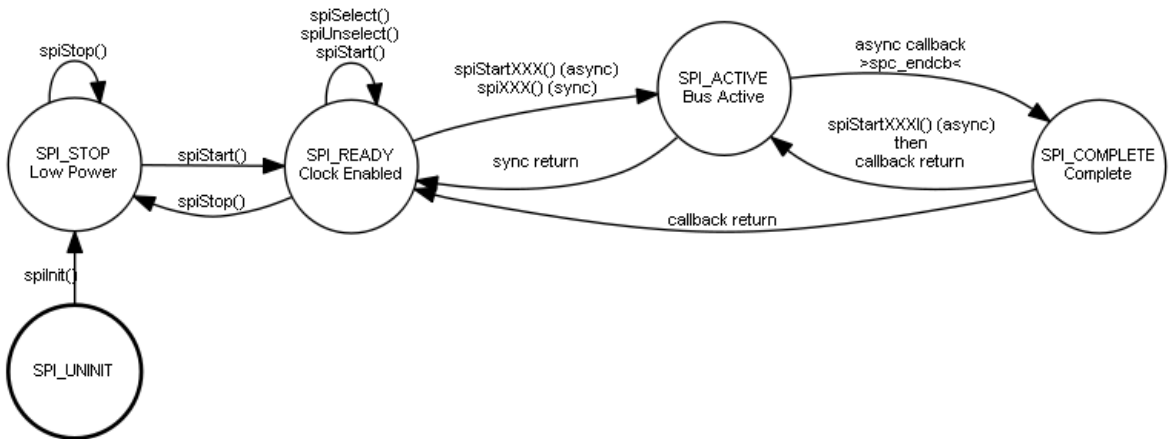
chBSemSignalI: chBSemSignal fonksiyonu ile aynı görevi yapmakla birlikte Kesme programının içindeki fonksiyon sınırlamalarından ötürü kesme programının içinde bu fonksiyon kullanılmaktadır.

1.4.3. CHIBIOS Hal Yapısı

Chibiosun çevre birimlerin kontrolüne olanak sağlayan donanımsal erişim katmanıdır. (*Hardware Abstraction Layer*). SPI, ADC, IC2, CAN, UART gibi sürücüler içerir [16]. Bu kısımda çalışmada kullanılması açısından sadece SPI, EXT, UART sürücülerini incelenecektir.

1.4.3.1. SPI Sürücüsü

Donanım içerisindeki SPI arayüzünün kullanımını sağlama amacıyla yazılmış kütüphanedir. SPI sürücüsü temel olarak aşağıdaki fonksiyonları kullanmaktadır. Chibios'ta SPI haberleşmenin sağlanmasına yönelik durum şeması Şekil 11'de gösterilmiştir.



Şekil 11. Chibios SPI durum şeması [18]

SPIConfig yığıcı: Donanımın SPI ile ilgili kullanılacak haberleşme frekansı ve kullanılacak SPI modu gibi, haberleşmeye özel kullanılacak ayarların ayarlandığı ve saklandığı yığıcıdır, spiInit() fonksiyonuna girdi olarak kullanılır.

SPIDriver: Donanımdaki hangi SPI modülünün kullanılacağını saklandığı yığıcıdır. Çoğu SPI fonksiyonunda girdi olarak kullanılır.

spiInit(): SPI haberleşmesiyle ilgili ayarlanmaların yapıldığı fonksiyondur.

spiStart(): SPI haberleşme modülünü enerjilendirerek başlatılır.

spiStop():SPI haberleşme modülünün enerjisini keserek pasif duruma getirir. Güç tasarrufu sağlar.

spiAcquireBus(): İlgili SPI haberleşme modülünün başka iş parçacıkları tarafından kullanımını engellemek amacıyla kullanılır. Fonksiyon başka bir iş parçacığı için daha önce kullanılmışsa spiReleaseBus() fonksiyonu çağrılana kadar iş parçacığı bekler. Bu sayede bir SPI modülü birden fazla iş parçacığı tarafından kullanılabilir. Bu fonksiyonun kullanılabilmesi için SPI_USE_MUTUAL_EXCLUSION opsiyonu yetkilendirilmiş olması gerekir.

spiReleaseBus(): Kullanılmakta olan SPI haberleşme modülünü bırakarak diğer iş parçacıklarının erişimine olanak verir.

spiSend(): fonksiyon çağrıldığı zaman txbuffer dizisinden belirtilen kadar veriyi SPI modülü aracılığıyla gönderir.

spiReceive():fonksiyon çağrıldığı zaman txbuffer dizisinden belirtilen kadar veriyi SPI modülü aracılığıyla alır.

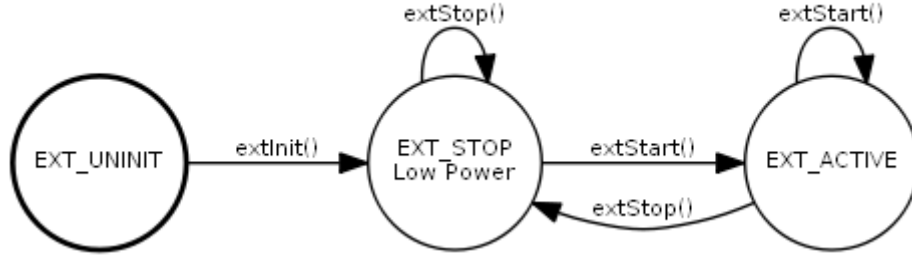
spiExchange():fonksiyon çağrıldığı zaman txbuffer dizisinden belirtilen kadar veriyi gönderir ve aynı zamanda rx dizisinden belirtilen miktarda datayı alır.

spiSelect():Spi haberleşmesi için CS pini kontrol lojik 0 yaparak slave cihazın yetkilendirir.

spiUnselect():Spi data transferi tamamlandığında CS pinini lojik 1 duruma getirerek seçilen slave cihazı bırakır.

1.4.3.2. EXT Sürücüsü

EXT sürücüsü CHIBIOS ile donanımsal giriş çıkış portlarından gelecek verilere kesme oluşturma amacıyla kullanılır [19]. Sürücünün çalışma durum tablosu Şekil 12'de verilmiştir.



Şekil 12. EXT modülü durum diyagramı [19]

EXT sürücüsünün dört adet çalışma metodu vardır. Bunlar:

- EXT_CH_MODE_DISABLED; EXT sürücüsünün bu kanalı için tetiklemeyi pasif duruma getirir.
- EXT_CH_MODE_RISING_EDGE; EXT sürücüsünün ilgili kanalının yükselen işaret geçişinde tetiklendiği moddur.
- EXT_CH_MODE_FALLING_EDGE; EXT sürücüsünün ilgili kanalının yükselen işaret geçişinde tetiklendiği moddur.
- EXT_CH_MODE_BOTH_EDGES; EXT sürücüsünün ilgili kanalının hem yükselen hem de düşen kenar geçişlerinde tetiklendiği moddur.

EXT Sürücüsünün temel fonksiyonları şöyledir;

extStart(); EXT modülü ayarlarını yapıp aktif duruma getirir.

extStop(); EXT modülünü pasif duruma getirir.

EXTChannelConfig; EXT modülünün ayarlamalarının kaydedildiği yığındır.

extSetChannelMode(); EXTChannelConfig yığınına parametre olarak alır. EXT modülü mod ayarlamasını yapar.

1.5. Yongalar Arası Haberleşme Yöntemleri

1.5.1. Paralel Haberleşme

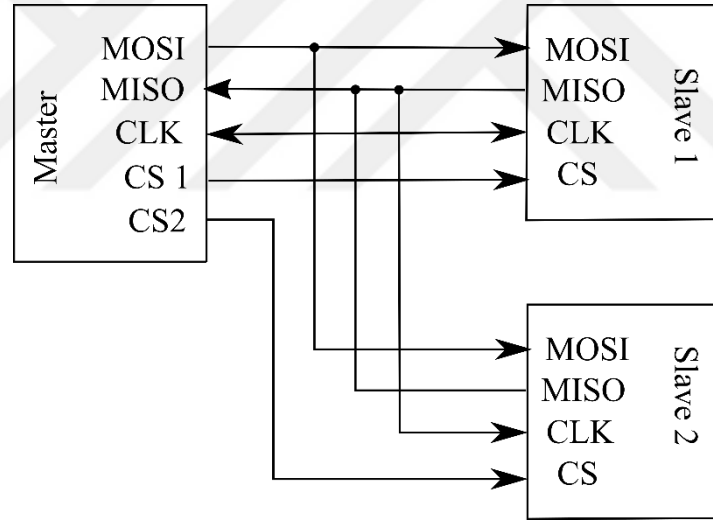
Bir saat sinyaliyle beraber gönderilecek verinin tek bir saat darbesiyle birlikte her bitinin ayrı ayrı gönderilmesi yöntemidir. Genellikle bellekler gibi yüksek hız gerektiren uygulamalarda kullanılmaktadır. Her bitin ayrı veri yollarıyla yollanması nedeniyle yüksek

hızlarda veri yollarının çizimi zorlaşmaktadır. Ayrıca devre üzerinde çok yer kaplaması ve yongaların giriş çıkış bağlantılarının sıklığı nedeniyle çok kullanılmamaktadır.

1.5.2. Seri Haberleşme Metotları

Gönderilecek datanın tek bir veri yolundan bitlerin uç uca eklenerek gönderilmesi ve alınmasıyla gerçekleştirilen haberleşme biçimidir. Senkron ve asenkron olmak üzere iki türde gerçekleşir. Senkron haberleşmede bir saat sinyali yardımıyla datanın saat aracılığıyla senkron olarak transferi sağlanır, asenkron haberleşmede ise alıcı ve verici taraf haberleşme frekansını ve türünü bilmelidir. Asenkron haberleşmede ayrıca bir saat sinyali kullanılmaz.

1.5.2.1. SPI Haberleşme Protokolü

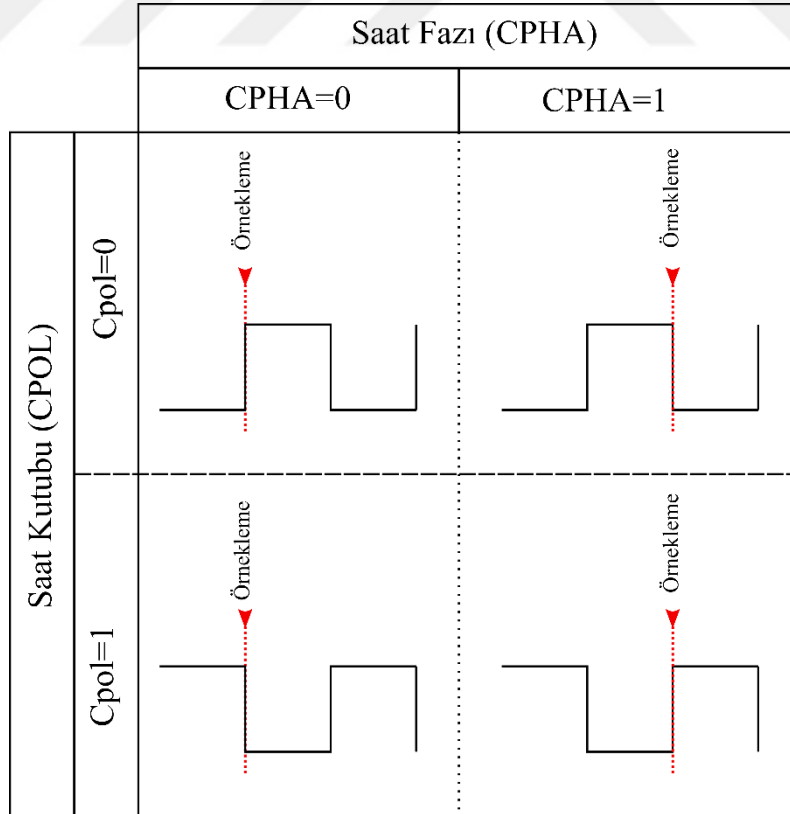


Şekil 13. Bir yönetici ve iki çirak cihazlı SPI haberleşme yapısı

Motorola firmasının geliştirdiği seri haberleşme protokolüdür. *Serial Peripheral Bus* kelimelerinin baş harfleriyle oluşturulmuştur. Senkron ve full-dupleks olarak 4 veri yolu kullanarak iletişim gerçekleştirir. Çalışma sisteminde haberleşmeyi yöneten bir usta cihaz ve bir veya birden fazla çirak cihaz mevcuttur. Usta cihaz saat sinyalini oluşturur ve haberleşmeyi yönetir. Sistemdeki çirak cihaz sayısı kadar yonga yetkilendirme (CS) yolu kullanılması gerekmektedir. Bir usta ve iki çirak yonga olmak üzere 3 yongadan oluşan sistem Şekil 13’de gösterilmiştir. Tipik bir SPI haberleşmesinde; yonga yetkilendirme kanalı

(CS), usta giriş çıkarık çıkış kanalı *Master Input Slave Output* (MISO), usta çıkış çıkarık giriş *Master Output Slave Input* (MOSI) ve saat (CLK) veri yolu olmak üzere dört veri yolu kullanılır.

SPI haberleşmesinde saat sinyalinin sürekli durumda lojik 0 veya lojik 1 olması durumlarına yönelik değişen 2 farklı saat polarizasyonu mevcuttur. Cpol=0 (*clock polarization*) adlandırılan yöntemde saat sinyali bekleme durumunda lojik0 durumda olmakta ve master haberleşmeyi başlatacağı zaman saat sinyalini yükselen kenar ile başlatmaktadır. Cpol=1 durumunda ise saat sinyali lojik 1 konumunda tutulmakta ve haberleşme başlatılacağı zaman master düşen kenar darbesi ile bunu sıfıra çekmektedir. Saat işaretinin fazına CPHA=0 ve CPHA=1 olmak üzere iki çeşit yöntemde haberleşme gerçekleşebilmektedir. CPHA=0 da saat darbesinin ilk hareketinde örnekleme yapılırken CPHA=1 durumunda ise saat darbesinin ikinci hareketinde örnekleme yapılmaktadır. Kullanılacak polarizasyon ve faz bilgisine göre master cihazın konfigürasyonlarının yapılması sağlıklı bir iletişimin kurulması için gereklidir. SPI haberleşmesinin faz ve polarizasyon bilgisine göre gerçekleşmesi Şekil 14’de gösterilmiştir.



Şekil 14. SPI haberleşmesi polarizasyonları

1.6. IEEE 802.15.6 Vücut Alan Ağları Protokolü

Günümüzde elektronik yongalar ve parçalar günden güne daha küçük yer kaplamaktadır. Popüler yonga üreticisi olan İntel'in kurucusu Gordon Moore'ın 1965'de electronics dergisinde yayınladığı makalesine göre; yonga teknolojisinde her on sekiz ayda birim alana yerleştirilebilecek transistor sayısı iki katına çıkacak, ve maliyetler de düşecektir [20]. Son üretilen işlemciler ile birlikte birkaç yüz silisyum atomu boyutunda transistor üretilmekte (14nm) ve ticari olarak kullanılmaktadır [21]. Küçülen bu cihaz boyutlarıyla birlikte taşınabilir kablosuz cihazların kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Kablosuz cihazlar, alışagelmış radyo televizyon telefon gibi haberleşme amaçlarının yanında kol saatlerinde, kulaklıklarda, mutfak eşyaları gibi akla gelebilecek her alanda kullanılmaya başlanmıştır. Artan bu kullanım halka açık frekans bantlarında yüksek trafiğe neden olmakta ve bu bantlarda haberleşmenin yer yer aksamasına, kalitesinin düşmesine veya cihazların temiz olmayan bantlar nedeniyle yüksek güç tüketmesine neden olmaktadır. Medikal alanda kullanılan cihazlarda batarya tüketimi ve güvenilirlik her zaman önemli olmuştur. Bu amaçla Elektrik ve Elektronik Mühendisleri Enstitüsü'nün (The Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE) Kişisel Alan Ağları (Personal Area Network, WPAN, 802.15) Çalışma Gurubu tarafından Kablosuz Vücut Alan Ağları haberleşme protokolü standardını (Wireless Body Area Network, WBAN, IEEE 802.15.6) yayınlamıştır [22].

1.6.1. Vücut Alan Ağları İçin Kullanılan Frekans Bantları

Daha öncede çeşitli ülkelerde medikal haberleşme için çeşitli bantlar ayrılmıştır fakat bu bantlar ülkelere göre değişmekle birlikte bir bütünlük sağlanamamıştır. Vücut alan ağları ilgili ülkelere göre ayrılan frekans bantlarını kısaca özetlersek [23];

-Medikal İmplant Haberleşme Sistemi (Medical Implant Communications System, MICS): ABD, Avrupa, Japonya, Avusturalya, Kore vb. 402-405 MHz frekans bandında 300kHz lük 10 kanaldan oluşur.

-Medikal Cihaz Radyo İletişim Servisi (Medical Device Radiocommunications Service, MedRadio): FCC'nin (Federal Communications Commission) 401-402 MHz ve 405-406 MHz frekans bantları için kullanılan radyodur. Avrupa da medikal uygulamalar için kullanılır.

-Kablosuz Medikal Telemetri Servisi Bantları (Wireless Medical Telemetry Service Bands, WMTS): FCC tarafından üç tane frekans bandı ayrılmıştır. Bunlar 608-614MHz,

1395-1400MHz ve 1427-1432 MHz'dir. 420-429MHz ve 440-449MHz Japonyada kullanılır. Avusturalya ve Avrupa da da 433-435MHz ve 868-870 MHz Frekans bantları ayrılmıştır.

-Endüstriyel, Bilimsel ve Medikal Bant (Industrial, Scientific & Medical, ISM); Lisansız kullanıma yönelik dünya geneli frekans bantlarıdır. Uluslararası olduğu için kullanımı mantıklı olmasına rağmen trafik çok fazladır. 868/915 MHz 2.4GHz ve 5.8GHz bantlarıdır.

-Ultra Geniş Bantlar (UWB): 3.1-4.9GHz ve 6-10.6GHz bantlarıdır.

1.6.2. 802.15.6 Kullanım Alanları

IEEE 802.15.6 WBAN haberleşmesi sadece medikal cihazların kullanımına yönelik olmayıp aynı zamanda kullanıcı elektroniğine (consumer electronics) yönelik kullanımı da içermektedir. WBAN haberleşmesi kullanım amacına göre dört bölümde incelenebilir. Bunlar; EKG,EEG, Glikozmetre, Solunum takibi gibi medikal uygulamalar; üç boyutlu video aktarımı, unutulmuş şeylerin aktarılması, vücuttan vücuda data transferi gibi medikal olmayan uygulamalar; oyunlar ve sosyal ağlar gibi eğlence uygulamaları ve kas kasılma görüntüleyici, yapay göz mekanizması gibi engellilere yönelik yardımcı araçlardır [24]

1.6.3. 802.15.6 Fiziksel Katmanı (PHY)

İletişim kodlama türü ve haberleşme hızlarını belirleyen katmandır. IEEE 802.15.16 Protokolü üç adet Fiziksel katman tanımlamaktadır. Bunalar;

Dar Band Fiziksel Katmanı (Narrow Band PHY): 2.4 GHz ISM bandının da kullanıldığı popüler frekans bandıdır.

Ultra Geniş Band Fiziksel Katmanı (Ultra Wide Band PHY):Geliştirilmekte olan yüksek hızlı geniş bant fiziksel katmandır. 3.5GHz – 10 GHz frekansları aralığında 500 MHz bant genişliğinde haberleşme tanımlanmıştır

İnsan Vücut İletişimi Fiziksel Katmanı(Human Body Communications PHY) : İnsan vücudunun haberleşme ortamı olarak kullanılan 16-27 MHz frekansları arasında 4MHz bant genişliğine sahip fiziksel katmandır.

1.6.4. 802.15.6 Güvenlik Seviyeleri

Vücut alan ağları ile çoğunlukla kişisel özel veriler gönderilmektedir. Bu nedenle verilerin güvenliği önemlidir. IEEE 802.15.6 Protokolü için üç farklı güvenlik seviyesi tanımlanmıştır. Bunlar;

Seviye 0 Güvensiz İletişim (Level 0): En düşük güvenlik seviyeli iletişimdir. İletişim hiçbir güvenlik uygulaması içermez. [23]

Seviye 1 Sadece kimlik doğrulamalı İletişim (Level 1): Orta seviye güvenli iletişim yöntemidir. Kimlik doğrulaması istenir fakat hiç bir şifreleme metodu içermez. [23]

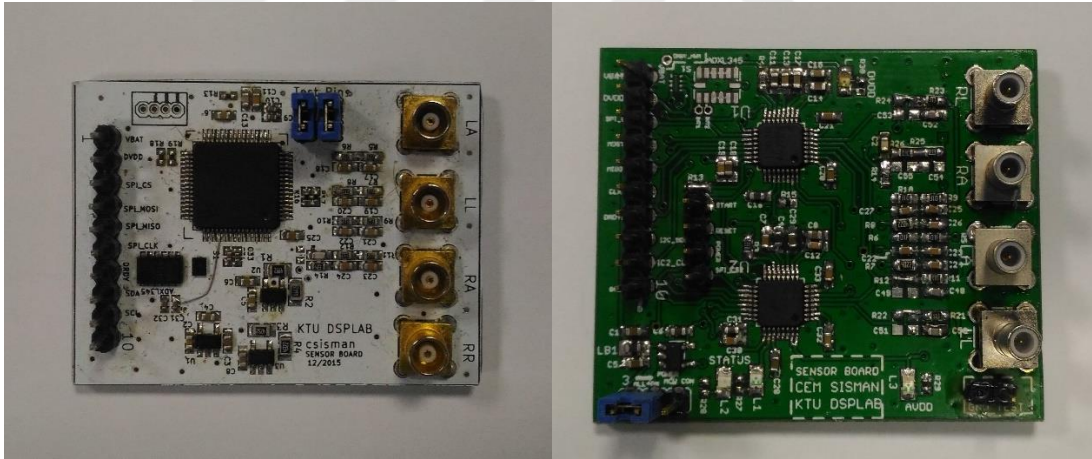
Seviye 3 Şifreli ve Kimlik Doğrulmalı İletişim: En yüksek seviye güvenli iletişim yöntemidir. Kimlik doğrulama ve verilerin şifrelenmesini içerir. [23]



2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Gerçekleştirilen Donanımsal Çalışmalar

Bu tez çalışması kapsamında EKG ölçümü için birisi ADS1294 tabanlı bir algılayıcı kart, diğeri üç kanal EKG verisiyle birlikte solunum ölçümü de yapabilen iki ADS1292R içeren kart olmak üzere iki adet kart geliştirilmiştir. ADS1294 ve ADS1292R yongaları aynı ADS129x ailesi yongaları olup kullanımı ve özellikleri benzerdir. Bu bölümde, her iki ölçümü de kapsadığından ADS1292R kartı üzerinde durulmuştur. Geliştirilen ADS1294 algılayıcı devresi Şekil 15’de solda ve iki adet ADS1292R içeren 3 kanal EKG ölçümü ve solunum takibi yapan algılayıcı devre Şekil 15’de sağda gösterilmiştir.



Şekil 15. Gerçekleştirilen algılayıcı kartları

İlgili kartlarla ilgili yapılan çalışmalar şöyledir;

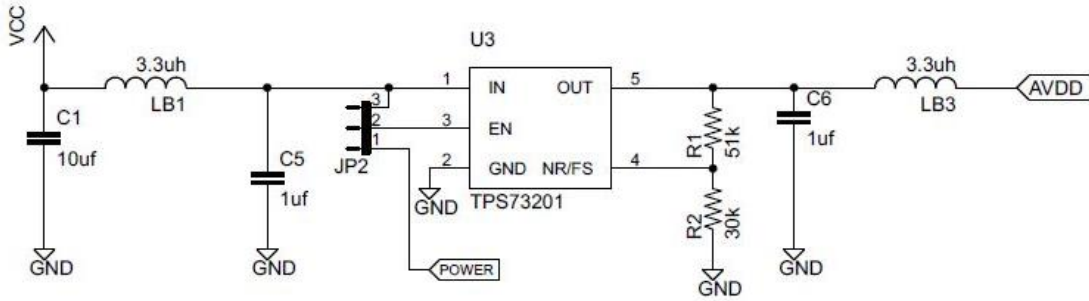
2.1.1. Analog Besleme Devresi

Bu sistemde analog dijital çevirici (*analog digital converter*, ADC) beslemesi için analog ve sayısal besleme olarak iki besleme devresi kullanılmıştır. Analog besleme ADC ünitesi içerisindeki ADC kısmını beslerken sayısal besleme ise haberleşme ve mikroişlemci ünitesi besleme devresinden sağlanmaktadır.

ADC'nin analog beslemesi bipolar ve polar olmak üzere iki kartta farklı olarak tasarlanmıştır. ADS1294 ile gerçekleştirilen EKG devresinde polar güç kaynağı kullanılarak sistemin dinamik genişliği artırılmıştır. ADS1292R ile gerçekleştirilen solunum ve EKG devresinde ise karmaşıklığı azaltmak için bipolar besleme kullanılmıştır.

Regülatörlerde giriş gerilimi ile çıkış gerilimi arasında drop out gerilimi denilen bir gerilim farkı bulunmaktadır [25]. Bataryalı sistemlerde bataryanın verimli enerji verebileceği alan limitli olduğundan düşük dropout gerilimi sistemin verimini artırmaktadır. Düşük drop out gerilimine sahip regülatör yarıiletken yongaları LDO (*Low Drop Out*) sınıfı regülatörlerdir. Ayrıca regülatörün çıkışında LDO'nun kendi iç yapısından kaynaklanan bir çıkış gürültüsü bulunmaktadır. Analog ve yüksek kazançlı sistemlerde besleme kaynaklı gürültünün olabildiğince düşük olması istenir.

Bu çalışmada Texas Instruments firmasının LDO sınıfı ayarlanabilir çıkışlı TPS73201 regülatörü kullanılmıştır. TPS73201 regülatörünün 40mV dropout gerilimi ve $30\mu V_{RMS}$ gürültü değeri ile sistemin çalışma yapısına uygundur [26].



Şekil 16. Regülatör devresi devre şeması

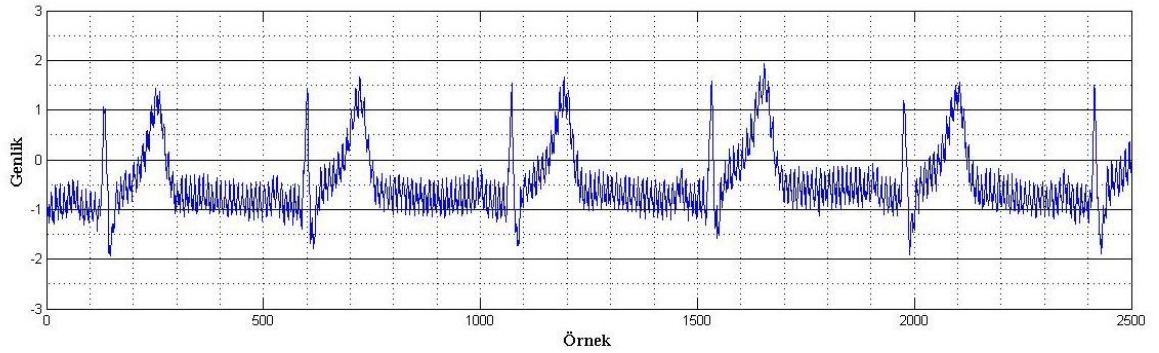
TPS73201 regülatörü her ne kadar giriş ve çıkışlarında kapasite elemanı olmadan çalışabilmesi mümkün olsa da gürültüyü azaltmak amacıyla giriş ve çıkışlarına paralel kapasite elemanları eklenmiştir. Şekil 16'de besleme devresinin şematik çizimi gösterilmiştir. Çıkış gerilimi, Denklem 2.1 [26] ile hesaplanıp yaklaşık 3.3V seçilmiştir. Mikroişlemci tarafından kontrol edilen yetkilendirme ucu ile analog kısım kullanılmadığı zamanlar regülatörden analog devrenin enerjisi kesilerek batarya tasarrufu hedeflenmiştir.

$$V_{out} = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \times 1,204 \quad (2.1)$$

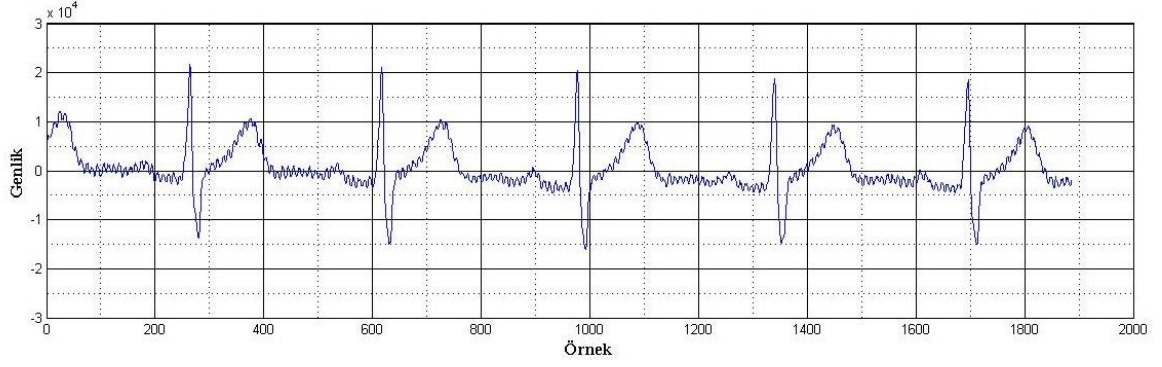
2.1.2. Giriş Filtresi Tasarımı

Birçok EKG devresinin girişinde çok sayıda aktif ve pasif filtreler bulunmaktadır. Aktif filtrelerde filtre içindeki aktif elemanın yapısından kaynaklı bir çıkış gürültüsü mevcuttur. Giriş katmanındaki bu gürültü nedeniyle çıkıştaki işaretle bozulmalar gözlenebilmektedir. Ayrıca kullanılan pasif filtreler devreye karmaşa katmakta ve batarya kullanımını artırmaktadır.

Analog işaretler örneklenirken örneklenen işaretin frekansı ile örnekleme frekansı arasında uyumsuzluk olduğu durumlarda örneklenmiş işaretle örtüşme bozulması (*aliasing*) adı verilen bozulmalar ortaya çıkabilmektedir [27]. Bu bozulmaları önlemek için örnekleme frekansı Nyquist frekansı denilen işaretin frekansının en az iki katı seçilmekte ve örtüşme bozulması önleme filtresi (*Anti-aliasing filter*) kullanılmaktadır. Bu çalışmada sistem bağımsız bir bataryadan çalıştığı ve yüksek CMRR (Ortak mod bastırma oranlı) değerine sahip enstrümantasyon yükselteci kullanıldığından girişte sadece 2. derece alçak geçiren pasif filtre örtüşme gürültüsünü engellemek amacıyla kullanılmıştır. Şekil 17’de USB ile beslenen algılayıcı kart ve Şekil 18’de ise bataryadan beslenen algılayıcı karttan alınan işaretler gösterilmiştir. Sistem bataryadan beslenirken şebekeden dolayı gözlenen şebeke gürültüsü oldukça azalmaktadır. Mevcut bu gürültü sayısal bir filtre ile Uzak Bilgisayarda filtrelenebilmektedir.



Şekil 17. USB hattından beslenen devre ile ölçülmüş EKG verisi

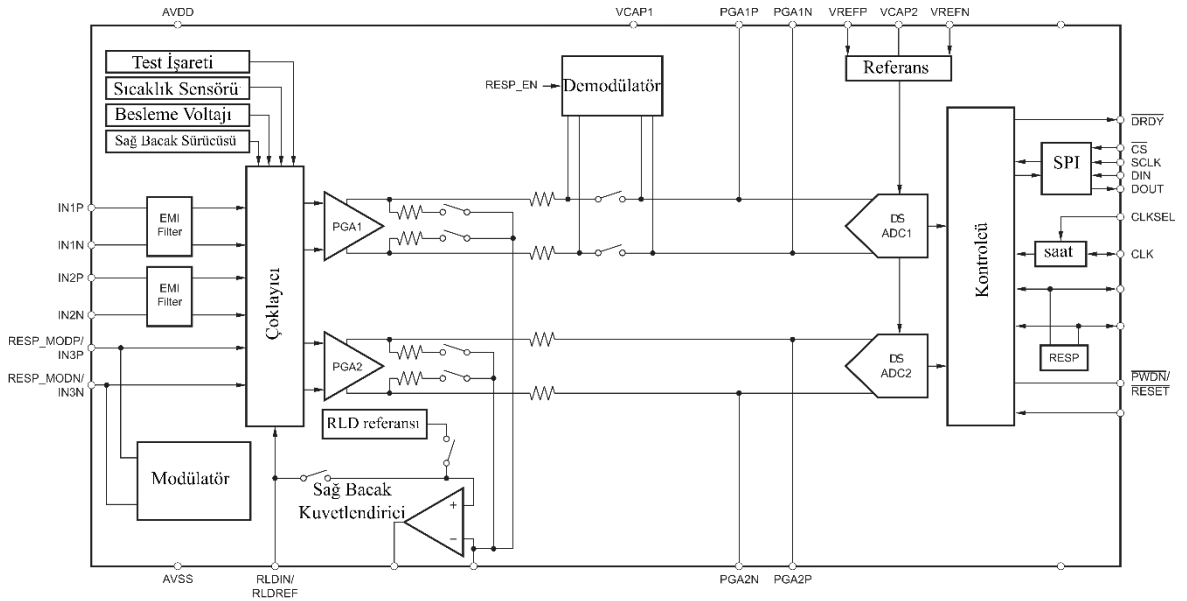


Şekil 18. DC bataryadan beslenen devreden elde edilmiş EKG verisi

2.1.3. Analog Sayısal Çevirici

Analog işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülmesi için Texas Instruments firmasının biyopotansiyel işaretler için geliştirdiği iki adet 24 bitlik iki kanallı ADS1292R ADC ünitesi kullanılmıştır.

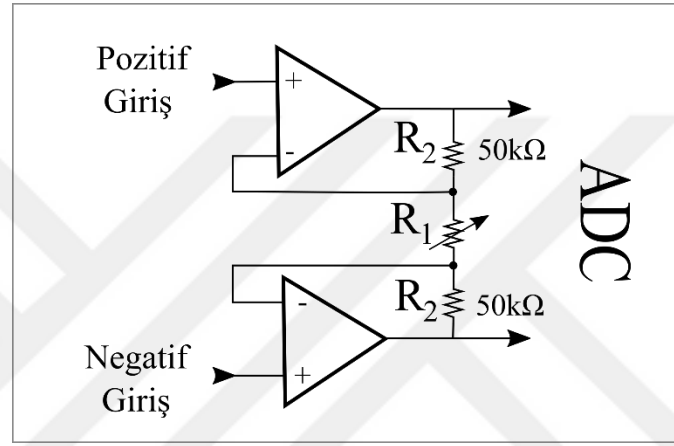
ADS1292R iki kanaldan 24bit 8kSPS eş zamanlı örnekleme yapabilen, kazançları programlanabilen iki enstrümantasyon yükseltici içeren, dahili osilatör ve referans kaynağı bulunan bir front-end yongasıdır [28]. ADS129x ailesi (ADS1291/2/R) aynı yonga paketini kullanmaktadır ve kanal sayıları hariç birebir aynıdır. Şekil 19’da ADS129x ailesinin fonksiyonel blok diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 19. ADS1292R Blok diyagramı

Yonganın girişinde elektromanyetik girişim (*electro magnetic interference*,EMI) dolayısıyla işaretle oluşabilecek gürültüleri önleme amaçlı bir filtre kullanılmaktadır.

ADS1292R yongasında bulunan giriş çoklayıcısı ile kanal girişleri elektrot girişleri yerine; dahili sıcaklık algılayıcısına, ölçüm amaçlı analog veya dijital beslemeye, dahili veya harici test sinyal üreticisine, sağ bacak geri beslemesini ölçüm amaçlı sağ bacak sürücüsü yükseltici çıkışına yönlendirilebilmekte veya gürültü ölçümü amacı ile kısa devre edilebilmektedir.



Şekil 20. Enstrümantasyon yükseltici

Her bir kanala gelen sinyal, ADS1292R yongası içerisinde yer alan, kazançları 1,2,3,4,6,8,12 olarak programlanabilen, -115dB CMRR'e (Ortak Mod Bastırma Oranı) sahip enstrümantasyon yükseltici ile yükseltilmektedir. Yükselticinin kazancı denklem 2.2 ile hesaplanabilir. Yükselticinin tasarımı Şekil 20'de gösterilmiştir [28]. R1 direncinin değeri programlanarak kazanç değiştirilebilmektedir. Örnek olarak kazanç, 4 seçildiğinde R1 direnci 33.3kΩ olmaktadır.

$$\text{Kazanç} = 1 + 2 \times \frac{R_2}{R_1} \quad (2.2)$$

ADS1292R'ın güç tüketimi kullanılan kanal başına 0.75mW olarak belirtilmiştir. Kullanılmayan kanallar kapatılarak batarya tasarrufu sağlanabilmektedir.

ADS1292R dahili ve harici referans gerilimini desteklemektedir. Bu çalışmada dahili referans gerilimi olan 2.42V kullanılmıştır.

$$\text{Tam skala aralığı} = \frac{V_{\text{ref}}}{\text{Kazanç}} \quad (\text{denklem 2.3})$$

$$\text{Adım büyüklüğü} = 2x \frac{V_{\text{ref}}}{2^{23} - 1} \quad (\text{denklem 2.4})$$

ADC'nin adım büyüklüğü denklem 2.2'e göre hesaplandığında 576nv olmakta ve sistemin dinamik çalışma skalası kazanca bağlı olarak denklem 2.4'e göre hesaplanabilmektedir. Örnek olarak kazanç 4 seçildiğinde dinamik skala 605mV olmaktadır. ADC'nin örnekleme frekansı 250SPS den 32KSPS arasında seçilebilmektedir. Bu çalışmada 500SPS örnekleme frekansı kullanılmıştır.

Tablo 1 Giriş sinyaline karşılık gelen çıkış kodları

Giriş Sinyali $V_{\text{giriş}}$ ()	İdeal Çıkış Kodu
$\geq V_{\text{ref}}$	7FFFFFFh
$+ V_{\text{ref}}/(2^{23}-1)$	0000001h
0	0000000h
$- V_{\text{ref}}/(2^{23}-1)$	FFFFFFFh
$\geq -V_{\text{ref}}/(2^{23}/2^{23}-1)$	8000000h

ADS1292 ile Mikroişlemci arasındaki iletişim SPI haberleşmesi ile sağlanmaktadır. SPI haberleşmesi Yonga yetkilendirme, DRDY (Data Ready), SPI saat girişi, Data girişi ve data çıkışı olmak üzere beş kanal kullanır. İletişim seri olarak 1 MHz hızında çift yönlü olarak gerçekleştirilmektedir. DRDY kanalı ile her örnek toplandığında işlemciye bir darbe gönderilmekte ve verinin transferi sağlanmaktadır.

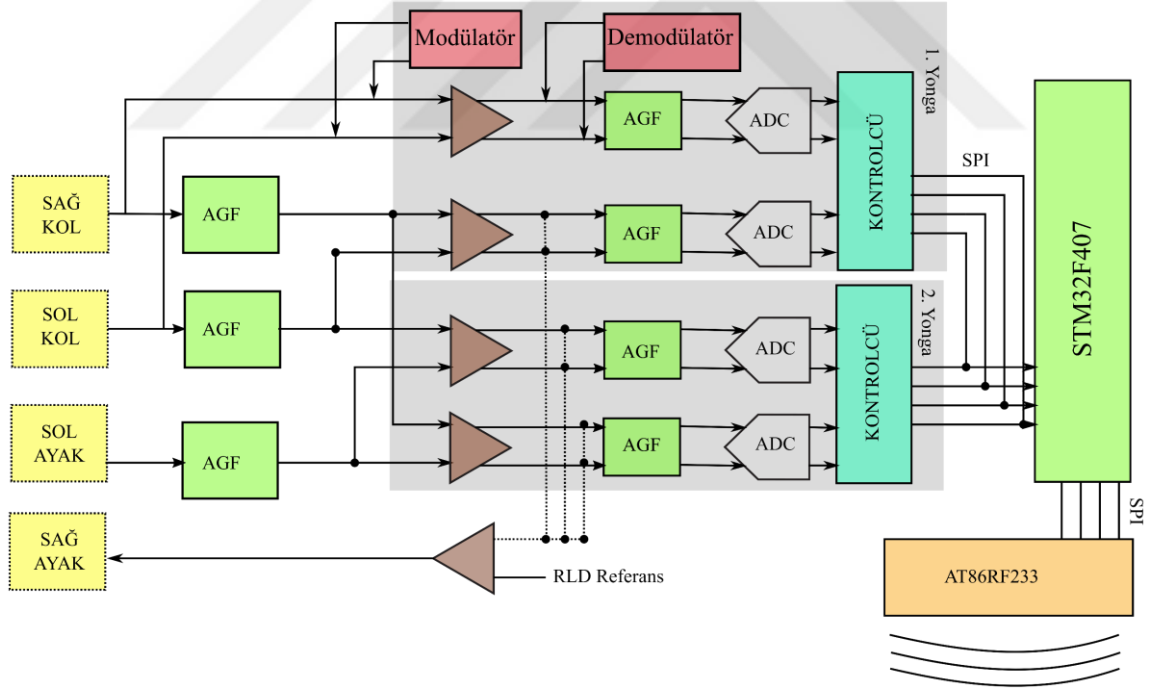
2.1.4. 3 Kanallı EKG Ölçümü

EKG ölçüm devresi, standart derivasyonlar kullanılarak üç kanallı olarak ölçülecek şekilde tasarlanmıştır. Bunun için iki adet ADS1292R birbirleriyle uyumlu ve senkron

çalışacak şekilde bağlanmıştır. Kalbin insan vücuduna yaydığı EKG işaretleri sağ kol, sol kol ve sol ayak elektrotlarından alınmıştır.

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

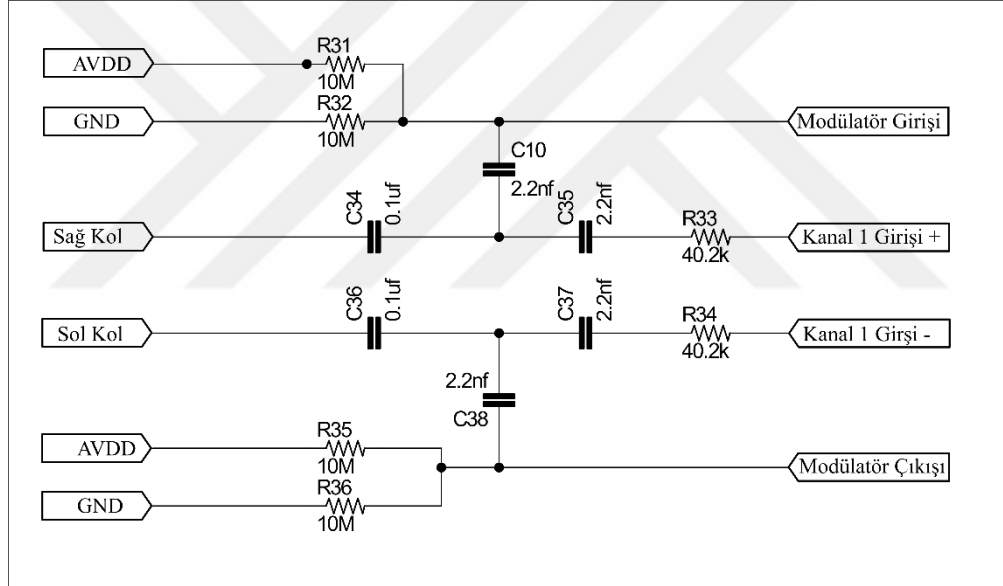
Bütün girişler ikinci derece pasif filtre ile filtrelenmiştir. Filtrelenen işaret programlanabilen yükselteçi ile kazancı yükseltilmiş ve buradan gürültüyü azaltmak amacıyla tekrar bir alçak geçiren yükselteç ile filtrelenip 24 bit 500Hz örnekleme değeri ile sayısala çevrilmiştir. EKG ölçüm devresini içeren blok diyagramı Şekil 21'de gösterilmiştir.



Şekil 21. EKG ölçüm devresini blok diyagramı

2.1.5. Solunum Ölçüm Katmanı

Solunum ölçümü için bipolar yerleşim metodu kullanılmıştır. Ölçüm sinyali 64KHz olarak ADS1292 içerisinde üretilmiş ve modülatör çıkışlarından alınmıştır. Alınan bu modüle işarete besleme geriliminin yarısı olan 1.65 V seviyesinde bir doğru akım seviyesi eklenmiştir. Vücuda sağ ve sol kol elektrotlarından gönderilen bu sinyal solunum işareti ile birlikte aynı elektrotlardan alınarak kanal 1 in girişine verilmiştir. Kanal 1'in girişinde bulunan demodülatör yardımıyla demodüle edilen işaret yükseltilecek kanal 1 de bulunan ADC ile örneklenecektir. ADC ile yükselteç arasında birinci dereceden bir alçak geçiren filtre ile gürültünün azaltılması amaçlanmıştır. Gerçekleştirilen solunum ölçüm devresinin devre şeması Şekil 22'de gösterilmiştir.

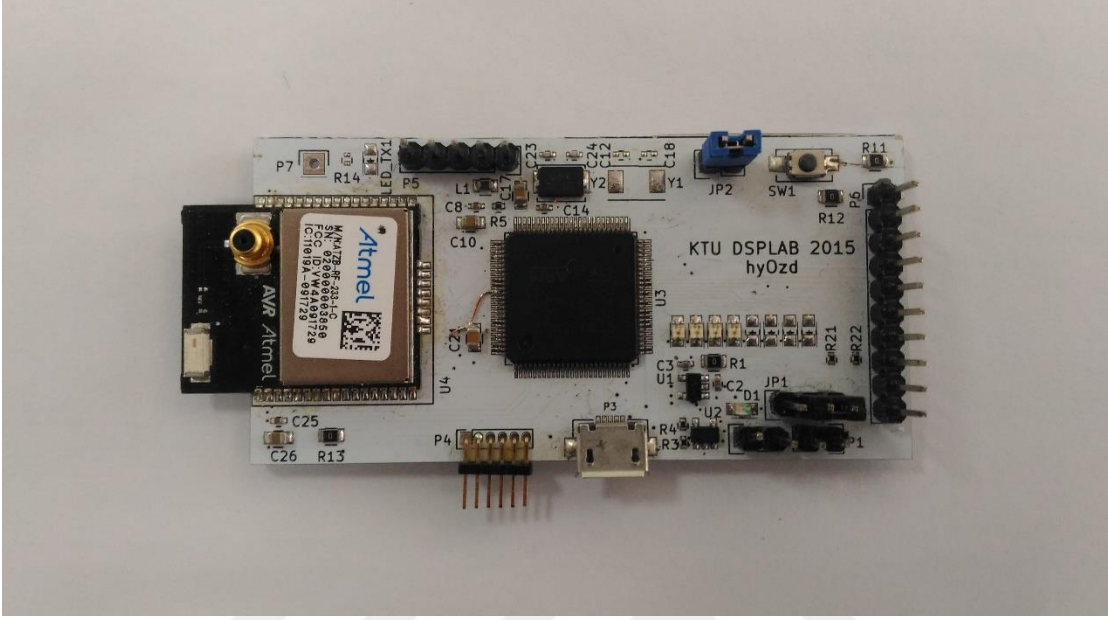


Şekil 22. Solunum ölçüm devresi giriş devre şeması

2.2. STM32F407 Mikroişlemci ve RF Haberleşme Modülü

Bu tez çalışmasında mikroişlemci ve kablosuz haberleşme modülü olarak Elektrik Elektronik Mühendisi Hasan Yavuz Özderya'nın ürettiği STM32F407 işlemcisi ve AT86RF233 kablosuz haberleşme yongasını içeren mikrodenetleyici kart kullanılmıştır. Üretilen devre kartı bu modülle kompakt bir biçimde birleşecek bir algılayıcı modül şeklinde tasarlanmıştır. Bu kart batarya şarj sistemi, dahili kablosuz yonga anteni, regülatör ve STM32F407'i barındırır. Mikroişlemci donanım kartının fotoğrafı Şekil 23'de

gösterilmiştir. Mikroişlemci donanım kartı hem bilgisayara takılarak alıcı modül olarak hem de algılayıcı karta takılarak verici olarak kullanılabilir.



Şekil 23. Mikroişlemci ve RF haberleşme kartı

Kullanılan mikrodenetleyicinin öne çıkan özellikleri;

- 2 adet USB OTG desteği
- 6 adet hızı 12.25 MBit/s'e kadar çıkabilen UART modülü
- 3 adet hızı 45MHz'e kadar çıkabilen SPI modülü
- 3 adet I2C modülü
- CAN modülü
- 17 taneye kadar 16-32bit 168MHz Zamanlayıcı
- Analog rastgele sayı üretici
- AES şifrelemeye yönelik hızlandırıcı
- 90nm mimari
- 168MHz maksimum çalışma frekansı
- Arm Cortex M4 mimari
- Atmel AT86RF233 Zigbee haberleşme modülü
- 2360-2485 MHz haberleşme frekansı

2.3. ADS1292 Yongası ve Yongaya Ait Sürücü Yazılımın Oluşturulması

2.3.1. ADS1292 SPI Komut Tanımlamaları

Ads1292R SPI haberleşmesinin kullanılması ve ayarlanması için dokuz adet 1 byte'dan oluşan komut tanımlanmıştır. Yazmaç yazma ve yazmaç silme komutları istisna olarak iki byte'dan oluşmaktadır. SPI Komut kodları tüm ADS129x ailesi için ortaktır [28].

Bu komutlar:

WAKEUP: Düşük güç modunda olan ADS1292x yongasını uyandırır. ADS1292x 4 saat darbesi süresi sonrası kullanıma hazır duruma gelmektedir.

STANDBY: ADS1292x ünitesini düşük güç moduna getirerek yonganın çektiği akımı minimum duruma getirir.

RESET: ADS1292x yongasını sıfırlar ve tüm yazmaçlar varsayılan durumuna getirilir. RESET komutu dokuz saat darbesi sürmektedir.

START: ADC'nin data örneklemesini başlatır. Örnekleme başladıktan sonra STOP komutu ile bitirilmedikçe tekrar yollanan START komutlarının yonga üzerinde bir etkisi yoktur.

STOP: Başlamış olan örneklemeyi durdurur. Komutun çalışabilmesi için START pininin lojik 0 da tutulması gerekir. Örneklemenin çalışmadığı durumda yollanan STOP komutlarının yongaya hiç bir etkisi yoktur.

OFFSETCAL: kanal offsetini sıfırlamak amacıyla kullanılan SPI Komutudur. Her kanal kazanç değeri değiştiğinden sonra çağırılması gerekir.

RDATAC: Örneklenen verinin dışarıya periyodik olarak verilmesini sağlar, ADS1292x SPI haberleşmesinde çırak (*slave*) olarak çalıştığı için kendi SPI Saat sinyalini üretememektedir. DRDY (Data Hazır) pinini lojik 1 seviyeye çekerek işlemciye örneklenmiş verinin hazır olduğunu haber verir. START data komutundan en az dört saat sinyali sonra RDATAC komutu gönderilmelidir. RDATAC ön tanımlı çalışma metodudur işlemci sıfırlandıktan sonra veya ilk çalıştığında bu mod ile çalışır

SDATAC: Örneklenmiş dataların gönderilmesini durdurur. Bir komut yollanmadan önce bu komut işlemciye yollanarak örnekleme durması sağlanmalıdır.

RDATA: Sadece bir data örnekleme için kullanılır.

ADS1292x de yazmaçlara erişim için kullanılan komutlar iki bayttan oluşmaktadır. ADS129x serisinde bir işlemin gerçekleşmesi 4 saat darbesi sürmektedir. ADS1292'nin dahili osilatörü kullanıldığı taktirde ADS1292x'nin çalışma frekansı 500KHz ve bir saat

darbesinin periyodu ise 2ns olmaktadır. ADS1292x dahili osilatörü için 2 byte'lık kodlarda iki kod arasında 8ns'lik işlemcinin işlem yapabileceği bir boşluk olmalıdır.

RREG: ADS1292x in yazmaçlarından okuma yapmak için kullanılır. Bir yazmaca erişim için o yazmaca ait adres 20h sayısı ile toplanmakta ve sonuç komutun ilk baytı olarak gönderilmektedir. İkinci byte ise okunacak yazmaç sayısının bir eksiği olarak gönderilmekte hemen ardından ADS1292x in ilgili yazmaçların verileri göndermesi beklenmektedir. RREG komutu kullanmadan önce SDATAC komutunun gönderildiğinden emin olunmalıdır.

WREG: ADS1292x'in yazmaçlarına yazma veri yazmak için kullanılır. Bir yazmaca veri yazmak için o yazmaca ait adres 40h sayısı ile toplanmakta ve sonuç komutun ilk baytı olarak gönderilmektedir. İkinci byte ise yazılacak yazmaç sayısının bir eksiği olarak gönderilmekte hemen ardından ADS1292x in ilgili yazmaçlarına yazılacak veri veya veriler gönderilmektedir.

2.3.2. ADS1292 Yazmaçları

ADS1292'nin esnek çalışma yapısının ayarlanması için on iki adet yazmaç bulunmaktadır. ADS1292 kullanılmaya başlanmadan önce ilgili yazmaçların ayarlanması gerekmektedir. Ölçüm sırasında ayarlanmaların değiştirilmesi için SDATAC ile örnekleme durdurulmalı ve daha sonra okuma ve yazma işlemi yapılmalıdır.

ADS1292 in tanımlı yazmaçları aşağıda gösterilmiştir:

ID : ADS1292 yongasının tipini gösteren üretici tarafından yazılmış ve sadece okunur bir yazmaçtır. ADS1294 için 73, ADS1292r için 63 ve ADS1292 için 56 sayılarını geri döner.

CONFIG1: ADS1292 yongasının örnekleme hızını ve örneklemenin tek bir defa okuma veya sürekli okuma mı olacağı ayarlanır.

CONFIG2: Yonga içerişimdeki test sinyalini referans kaynağını yonga saat osilatörünü ve LOFF tampon karşılaştırıcısını kontrol eder.

LOFF: ADS1292 ile ecg kablolarının takılı olup olmadığı kontrol edilebilmektedir. Bu yazmaç LEAD_OFF adı verilen bu özelliğin ayarlanmasında kullanılır.

CH1SET: ADS1292'in kanallarına ait çoklayıcının kontrolü kanalın açılıp kapanması ve kazanç ayarı için kullanılır.

RLD_SENS ADS1292'in sağ bacak sürücüsünün ayarlanması için kullanılır.

LOFF_SENS: LEAD_OFF özelliğinin hassasiyetini ayarlar.

LOFF_STAT; LEAD_OFF

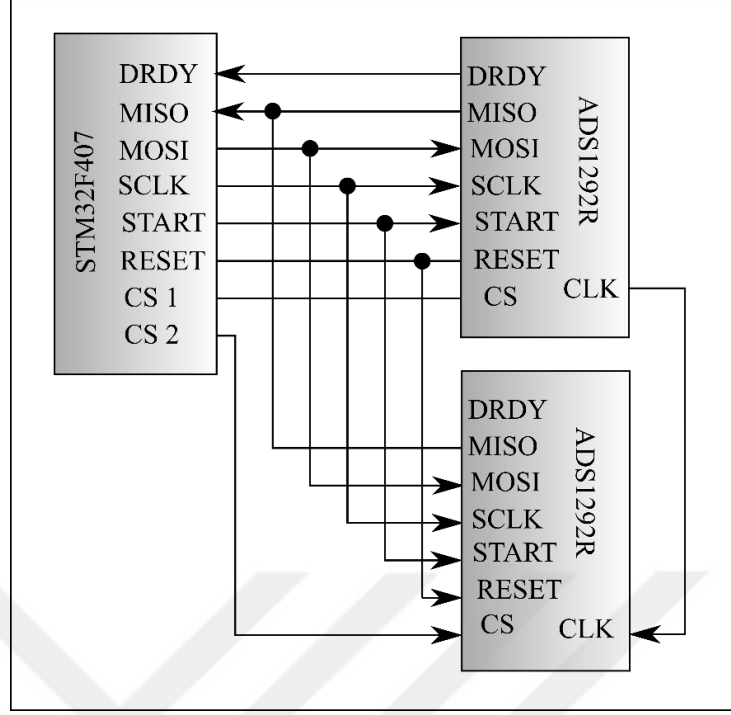
RESP1: Solunum ölçümüyle ilgili yazmaçların ayarı yapılır. RESP_DEMOD_EN1 biti ile respirasyonda kullanılacak dahili demodülatör aktif edilir. RESP_MOD_EN biti ile solunum ölçümünde kullanılacak modülasyon devresi aktif edilir. RESP_CTL biti ile solunum ölçümü için kullanılacak saat işaretinin dahili mi harici mi olacağına karar verilir. RESP_PH solunumu ölçümü için kullanılacak demodülatör işaretinin faz açısı kontrol edilir.

RESP2: Solunum ölçümü ile ilgili saat sinyalinin frekansını ve sağ bacak sürücüsünün referans kaynağını kontrol edilir. CALIB_ON biti ile offset kalibrasyonu açık veya kapalı olarak ayarlanır. RLDREF_INT biti sağ ayak sürücüsünün referans kaynağının harici mi yoksa dahili mi olacağı ayarlanır. RESP_FREQ biti ile solunum ölçümü için kullanılacak saat işaretinin frekansı 32kHz veya 64kHz değerlerinden birisi olarak ayarlanır.

GPIO: Genel Çevresel giriş çıkış yazmacı, yonganın çıkış veya giriş olarak ayarlana bilen portlarının kontrolü gerçekleştirilir.

2.3.3. ADS 1294 SPI Haberleşmesi

ADS1292 de iki adet kanal bulunduğu için üç kanal EKG ve bir kanal solunum ölçümü için iki adet ADS1292'nin senkron olarak kullanıldığı bir yapı tercih edilmiştir. İki ADS1292R'in MOSI, MISO ve CLK girişleri birleştirilmiş ve bağımsız CS kanalı kullanılmıştır. İki ADS1292R'in SPI bağlantı şeması Şekil 24'de gösterilmiştir. Birinci ADS1292R'in dahili saat üretici ile ürettiği saat sinyali ikinci ADS1292'ye gönderilerek senkron bir çalışma sağlanmaya çalışılmıştır. Ayrıca RESET ve START komutları donanımsal olarak kullanılıp iki çipe de aynı anda start veya reset darbesi ulaştırılarak senkron çalışma yapısı sağlanmıştır.



Şekil 24 Yongaların mikroişlemci ile senkron haberleşmesine ait blok diyagramı

2.3.4. ADS1292R Yazmaçtan Okuma

ADS1292R yazmaçlarına erişim için `char ads129x_ReadReg(char reg, char device)` fonksiyonu kullanılmıştır. `ADS129x_ReadReg()` fonksiyonu okunacak yazmaç adresini (`char reg`) ve hangi yongadan okuma yapılacağı bilgisini (`char device`), `char` olarak parametre almaktadır. Hangi yongadan okuma işlemi yapılacaksa o yongaya ait yonga yetkilendirme kanalı yetkilendirilmekte daha sonra okunacak yazmaçta ait adres bilgisi `020h` sayısı ile toplanmakta ve tampon dizinin birinci elemanı olarak kaydedilmektedir. Tampon dizinin ikinci elemanına ise okunacak yazmaç sayısının bir eksiği olan sıfır sayısı yazılmakta ve Chibios'un `spiSend()`; fonksiyonu ile tampon dizi SPI haberleşme ara yüzüyle yongaya gönderilmekte ve yongadan gelen data `spiReceive()` fonksiyonu ile okunmakta ve `readBuf` değişkenine kayıt edilip `char` parametre tipi olarak geri döndürülmektedir.

2.3.5. ADS1292 Yazmaçtan Okuma

ADS1292R yazmaçta yazmak için `void ads129x_readReg(char reg, char value, char device)` fonksiyonu kullanılmaktadır. Bu fonksiyon parametre olarak; yazma yapılacak

yazmacın adresini, yazmaca yazılacak değer ve yazma yapılacak yonganın numarasını 8 bitlik char data tipinde almaktadır. Yazma yapılacak yazmacın adresi 40h sayısı ile toplanarak üç sayı değeri için oluşturulmuş tampon dizi olan writeBuf[] dizisine birinci eleman olarak eklenir. writeBuf[] dizisinin 2. elemanı olarak yazılacak yazmaç sayısının bir eksiği olan sıfır sayısı yazılır. writeBuf[] 3. elemanı olarak yazılacak yazmacın değeri yazılır ve spiSend() fonksiyonu ile SPI ile yazmaca yazma yapılır. İlgili yonganın yetkilendirmesi kaldırılır.

SPI haberleşmesinde kontrol mekanizması olmadığı için yazılan veri ads129x_readReg() fonksiyonu ile kontrol edilir.

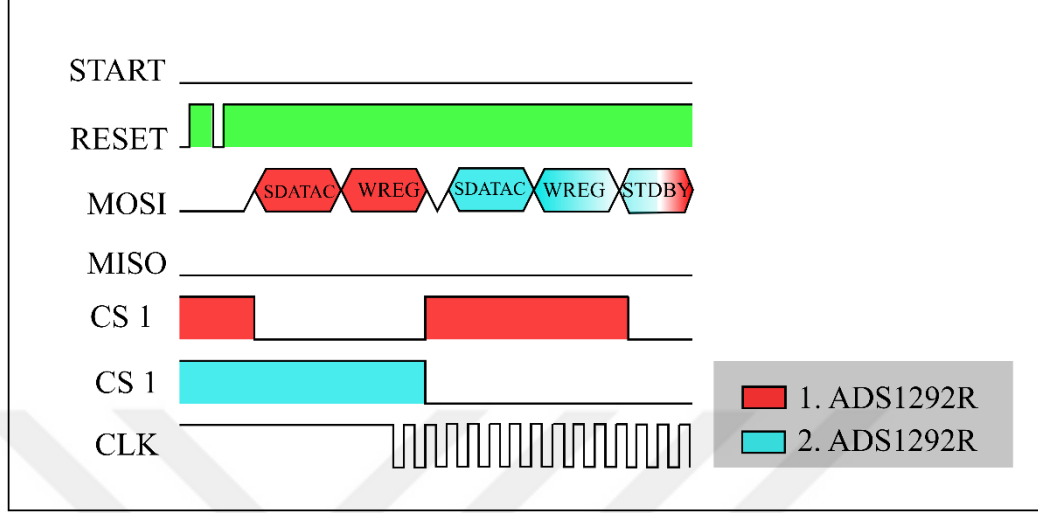
2.3.6. ADS1292 Yazmaçtan Değiştirme

Özellikle programın çalışması sırasında yazmaçlarda değişikli yapılması için change_ads129x_reg(int mask, int reg, int value) fonksiyonu kullanılmıştır. Yazmacın birden fazla özellik bir yazmaçta bulunabilmektedir. Bu durumda yazmaç değiştirilmeden önce o yazmacın içeriği bilinmelidir. Change_ads129x_reg() fonksiyonu, mask,reg ve value almak üzere üç farklı parametre almaktadır. Mask parametresi değiştirilecek özelliğin bulunduğu bitlere karşılık gelecek kadar 1 içermelidir. Örneğin sadece birinci ve ikinci bitlere yönelik değişik yapılacağı zaman mask değeri ikili sistemde 00000011b seçilmelidir. Reg değişkeni yazmacın adresini ve value değişkeni ise değiştirilecek bitlerin değerini kontrol etmektedir.

2.3.7. STM32F407 Başlangıç Ayarlarının Yapılması

STM32F407 in servis katmanıyla ilgili tipik ayarlamalı SPI, EXT ve Semaphore ayarlamalarıdır. SPI ayarlamaları için SPIConfig yığına SPI modülünün 1MHz haberleşme yapacak şekilde ayarlanmış ve SPI çalışma metodu CPOL=0, CPHA=1 seçilmiştir. EXT modülünün ayarlanması için extSetChannelMode() fonksiyonu ile ayarlama yığını değeri için “EXT_CH_MODE_FALLING_EDGE” seçilerek DRDY kanalının düşen kenarda tetiklenmesi sağlanmıştır. Ext modülünün kesme fonksiyonu olan ADS1294_DRDY_CB() içerisinde drdy adlı bir semaphore oluşturulmuştur. Ayrıca ecg_on ve ecg_off semaforları sürekli modda kullanılmak üzere hazırlanmıştır.

2.3.8. ADS1292 Başlangıç Ayarlarının Yapılması



Şekil 25. Sistemin başlangıç yazmaç ayarlamaları zamanlama diyagramı

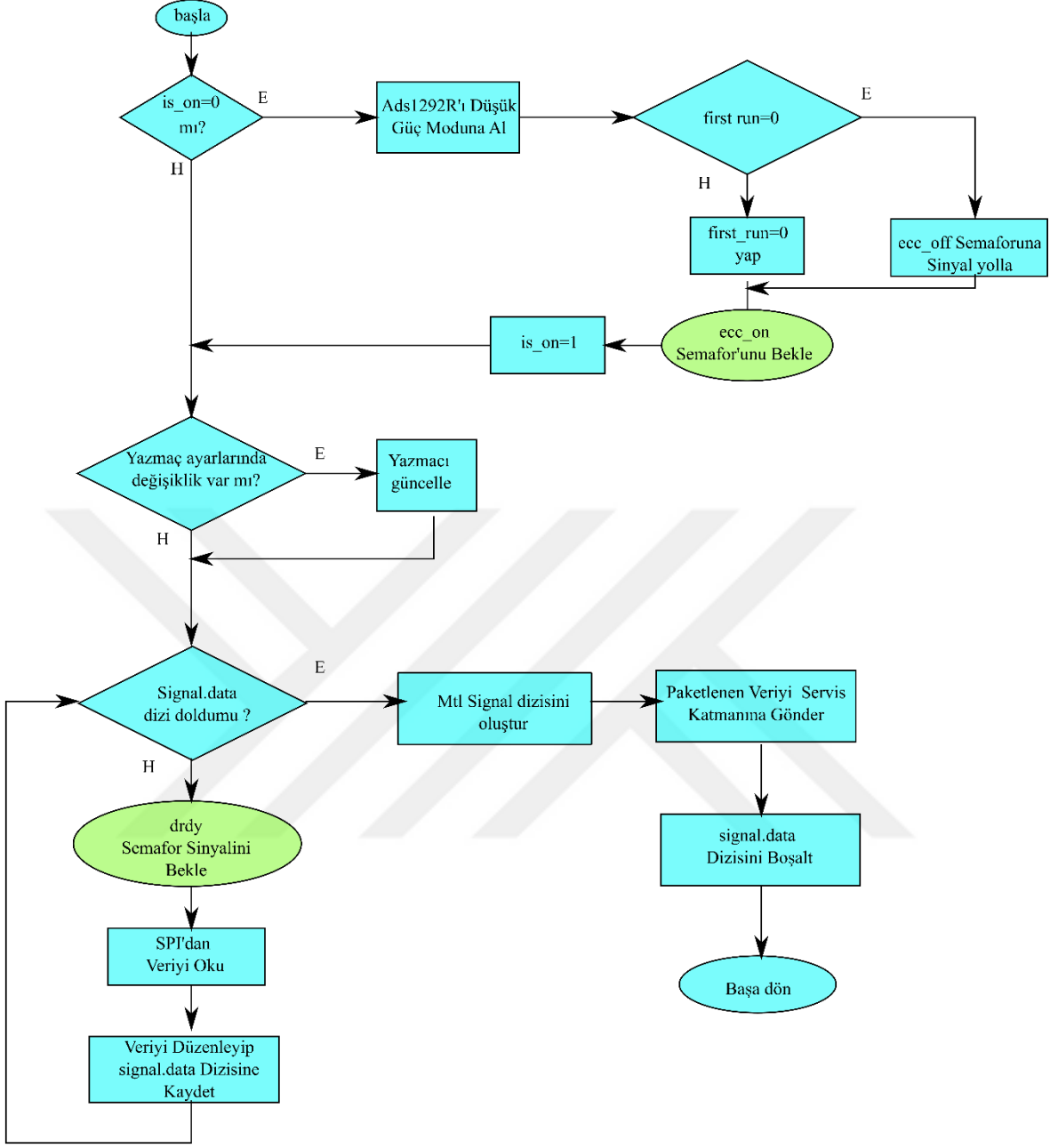
ADS1292 enerji verildikten sonra reset pini lojik 1 yapılarak cihaza enerji verilir ve bir saniye yonganın kendine gelmesi için beklenir. Daha sonra reset darbesi yollanarak 18 saat darbesi olan en az 36ns beklenir. Birinci yonga donanımsal olarak kendi osilasyon sinyalini dahili osilatöründen oluşturacak ve istenildiğinde bunu ikinci yongaya gönderebilecek şekilde ayarlanmıştır. Bu nedenle öncelikle birinci yonganın ayarlamaları yapılmalı ve ikinci yonganın saat sinyali oluşturulmalıdır. Bunun için birinci yongaya ait yetkilendirme pini (CS) lojik 1 konumuna getirilerek yongaya SDATAC komutu gönderilir. Birinci Yongaya ait yazmaçların istenen değerleri WREG komutu ile yazılır. Birinci yongaya ait ayarlamalar yapıldıktan sonra birinci yonga, ikinci yongaya saat sinyali göndermeye başlar. Birinci yongaya ait CS pini lojik 1'e çekilerek ikinci yongaya ait CS pini lojik 0'a çekilerek ikinci yonga yetkilendirilir. İkinci yongaya SDATAC komutu ile yazmaçlara erişime hazır duruma getirilir. WREG komutu ile ikinci yongaya ait ayarlamalar yapıldıktan sonra iki yonga da STANDBY komutu ile düşük güç seviyesine çekilir. Yongaların başlangıç ayarlarının yapılmasının sıralaması Şekil 25'de gösterilmiştir. ADS1292 yazmaçlarının başlangıç ayarları Tablo 2'de gösterilmiştir.4

Tablo 2. Yazmaçların başlangıç değerleri

<i>Yazmaç Adresi</i>	<i>Yazmaç Adı</i>	<i>1. Yonga Değeri</i>	<i>2. Yonga Değeri</i>
<i>00h</i>	<i>ID</i>	<i>--</i>	<i>--</i>
<i>01h</i>	<i>CONFIG1</i>	<i>02h</i>	<i>02h</i>
<i>02h</i>	<i>CONFIG2</i>	<i>A8h</i>	<i>A0h</i>
<i>03h</i>	<i>LOFF</i>	<i>10h</i>	<i>10h</i>
<i>04h</i>	<i>CH1SET</i>	<i>30h</i>	<i>30h</i>
<i>05h</i>	<i>CH2SET</i>	<i>30h</i>	<i>30h</i>
<i>06h</i>	<i>RLD_SENS</i>	<i>2Ch</i>	<i>0Fh</i>
<i>07h</i>	<i>LOFF_SENS</i>	<i>00h</i>	<i>00h</i>
<i>08h</i>	<i>LOFF_STAT</i>	<i>00h</i>	<i>00h</i>
<i>09h</i>	<i>RESP1</i>	<i>C2h</i>	<i>00h</i>
<i>0Ah</i>	<i>RESP2</i>	<i>03h</i>	<i>02h</i>
<i>0Bh</i>	<i>GPIO</i>	<i>0Ch</i>	<i>0Ch</i>

2.3.9. Örneklenen Verilerin Periyodik Okunması

Örneklenen verilerin okunması ecg iş parçacığı ile gerçekleştirilmektedir. Ecg iş parçacığı servis katmanı tarafından yetkilendirildiğinde servis katmanından gelecek ecg_on bu sinyal gelmediği takdirde ilk çalıştırmada (first_run=0) program ecg_on semaphore'unun sinyal işaretini beklemektedir. Ecg_on sinyali geldiğinde ise program yazmaç ayarını kontrol etmektedir. Çevrim esnasında kazanç ve örnekleme hızı gibi değerler servis katmanının isteğiyle değiştirilebilmektedir. Değiştirilecek yazmaç değeri varsa değiştirilerek kod çalışmaya devam etmektedir. Veriler Signal.data[] adlı bir dizide biriktirilmekte ve bu dizi dolduğunda servis katmanı için veriler paketlenip servis katmanına aktarılmakta, döngü tekrar başa dönmektedir. Sistemin algoritmik akış diyagramı Şekil 26'de gösterilmiştir.



Şekil 26. EKG iş parçacığının algoritma şeması

2.3.10. Servis Katmanına Uyumlu Sürücü Yazılımının Geliştirilmesi

Bu çalışmada Hasan Yavuz Özdeya'nın hazırladığı servis katmanına uyumlu çalışabilecek bir sürücü yazılım hazırlanmıştır [29]. Servis katmanı (MTL) farklı algılayıcı kartlarının alıcı kartlarla haberleşebilmesini sağlamaktadır.

Alıcı cihazın eklenen cihazdaki özellikleri bilmesine gerek olmadan servis katmanı aracılığıyla algılayıcı karttaki özellikleri makineden makineye iletişim ile öğrenmesi

mümkündür. Bunun için bağlantı kurulduğunda algılayıcı kart kendisine ait özellikleri servis katmanı aracılığıyla alıcı sisteme aktarmaktadır.

2.3.10.1. Servis Katmanı Sürücüsü İçin Yazılan Fonksiyonlar

`mtl_start_module_ecg();` EKG iş parçacığını başlatır.

`mtl_stop_module_ecg();` `is_on` değişkenini sıfır yapar ve `ecg_off` semaphore'unu sinyal bekler konuma getirir.

`mtl_module_ecg_get_attr_on_off(unsigned mindex, bool* value);` EKG ölçümünün yapıp yapılmadığını sorgular.

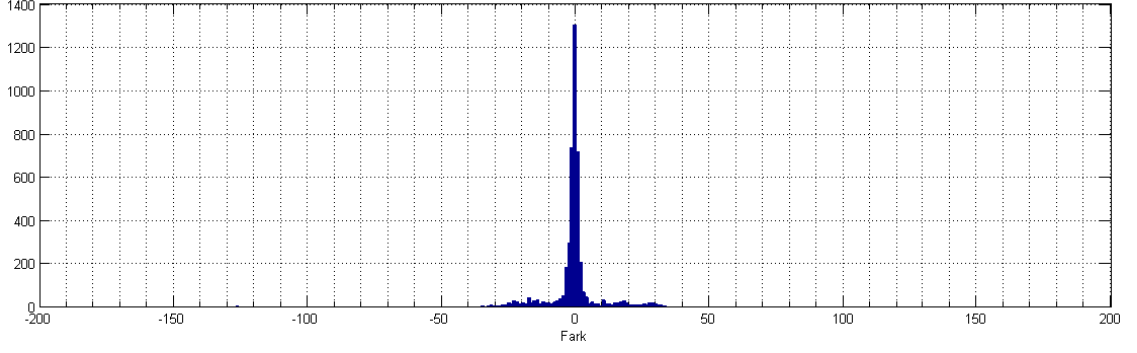
`mtl_module_ecg_set_attr_on_off(unsigned mindex, bool value);` Value değişkeni 1 olarak gönderildiğinde EKG ölçümünü başlatır, 0 olarak gönderildiğinde ise ölçümü durdurur.

`mtl_module_ecg_get_attr_samplerate(unsigned mindex, int* value);` İş parçacığının içerisinde örnekleme hızı yazmacına en son yazılan değer saklanmaktadır. Bu fonksiyon ile bu değer geri döndürülerek güncel örnekleme hızı öğrenilir.

`mtl_module_ecg_set_attr_samplerate(unsigned mindex, int value);` value değerine yazılan örnekleme değeri güncel örnekleme değerinden farklı ise örnekleme değerinin değiştirilmesi sağlanır.

2.4. EKG ve Solunum Veri Sıkıştırma Yazılımının Üretilmesi

Kablosuz cihazlarda batarya tüketimine en çok etkisi olan kısımlardan birisi cihazın kablosuz haberleşmesini sağlayan kısımlardır. Cihazların veri trafiği arttıkça cihazın batarya performansı azalmaktadır. EKG verisi diğer verilerle karşılaştırıldığı zaman yavaş değişen bir işarettir. İşarete değişimin az olmasından dolayı EKG işaretinin bir örneği bir sonraki örneğinden farkı oldukça az bilgi içermektedir. Şekil 27'de bir EKG işaretinin diferansiyelinin histogramını göstermektedir. Histograma göre EKG işaretleri arası ardışık farkların yoğunluğu sıfır bölgesinde yığılma yapmaktadır. Bu bölümde EKG, solunum gibi yavaş değişen işaretlerin sıkıştırılmasına yönelik yazılımsal çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalar bir bildiri haline getirilmiş ve 24. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı'nda poster çalışması olarak sunulmuştur.



Şekil 27. EKG işaretinin diferansiyelinin histogramı

Yapılan çalışmada üretilen bir sayı kod veya fark olabilmektedir. İlk başta 255 datası ile sıkıştırılacak işaretin ilk değeri kodlanır.

255 ile 250 arasındaki sayılar kod olarak tanımlanmıştır ve bu aralığa fark işareti gelmemesi sağlanmıştır.

Fark negatif olduğu durumda 252 sayısı ve arkasından farkın mutlak değeri kodlanmıştır.

Fark 500 den büyük olduğu durumlarda 253 sayısı arkasından farkın yedi bit kaydırılmış hali ve yedi bit kaydırılmışından kala değer üç bayt olacak şekilde kodlanmıştır. Bu sayede 16 bite kadar olan sayılar 3 bayt olarak gönderilmesi amaçlanmıştır.

Kodlanan veriyi açmak için verideki kod kısımları ile data kısımları ayrılmalıdır. Kodlanmış veri kod ise (250-255) kodun yaptığı işlemin tersi yapılmak üzere açma işlemi yapılmalıdır.

255 kodu için bir sonraki örnek başlangıç değeri olduğu tespit edilip bir işlem yapmadan örnek kopyalanır.

252 kodu için bir sonraki sayı negatif sayı olarak değerlendirilir. Mutlak değerinin -1 ile çarpımından gerçek veri elde edilir.

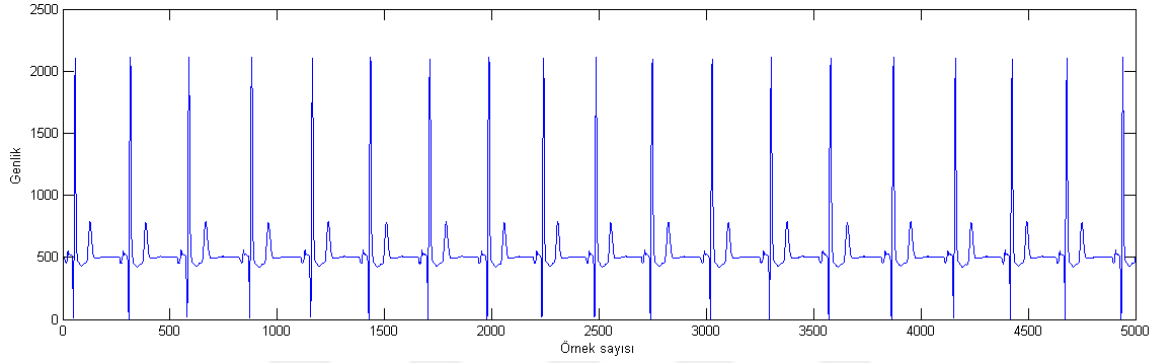
254 olduğu durumlarda elde edilen sayı bir sonraki sayı ile de toplanır.

253 kod değeri için bir sonraki veri 128 ile çarpılır ve ondan sonraki sayı ile toplanır.

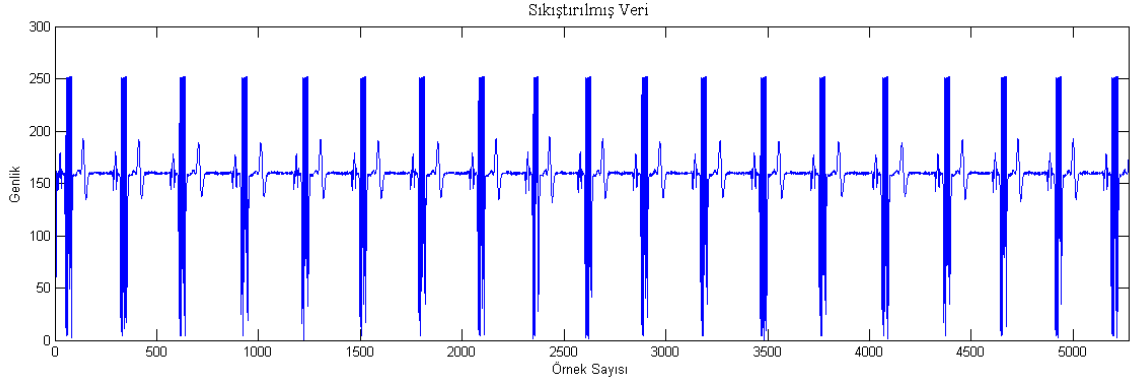
İşlemler gerçekleştirilirken koddan sonra gelen kod, kontrol edilerek arka arkaya gelen kodlarda, kodlama sırası takip edilerek açma yapılır.

2.4.1. EKG Verisinin Sıkıştırılması

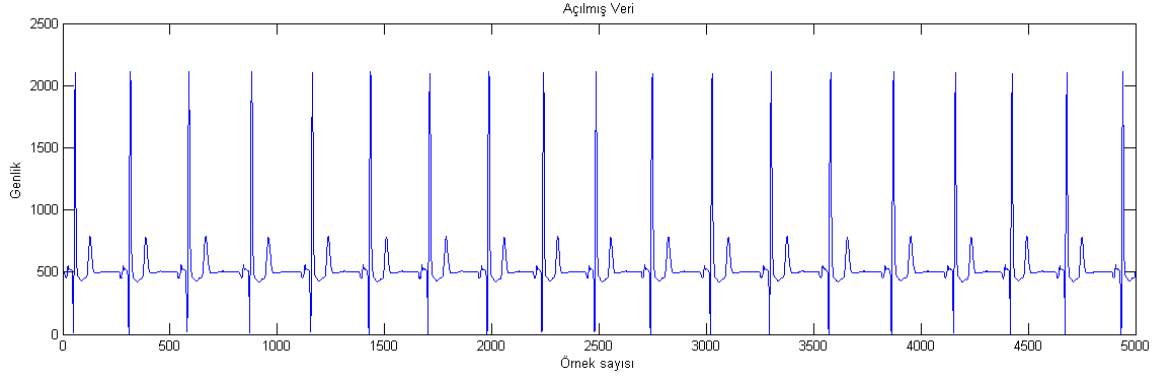
Yukarıdaki algoritmanın diğer sıkıştırma algoritmaları ile rahatça karşılaştırılması amacıyla MIT-BIT veri tabanında 16Bit 500Hz örnekleme frekansı ile örneklenmiş EKG datasında test edilmiştir. EKG verisinin ham hali Şekil 28’de, sıkıştırılmış veri Şekil 29’de ve tekrar açılmış veri Şekil 30’da gösterilmiştir. Algoritmayı test amaçlı koda eklenen bir karşılaştırıcı ham veri ile açılmış veriyi karşılaştırılmış ve hatalı veri tespit edememiştir.



Şekil 28. Sıkıştırılacak veri



Şekil 29. Sıkıştırılmış veri



Şekil 30. Sıkıştırılmış verinin açılmasıyla oluşan veri

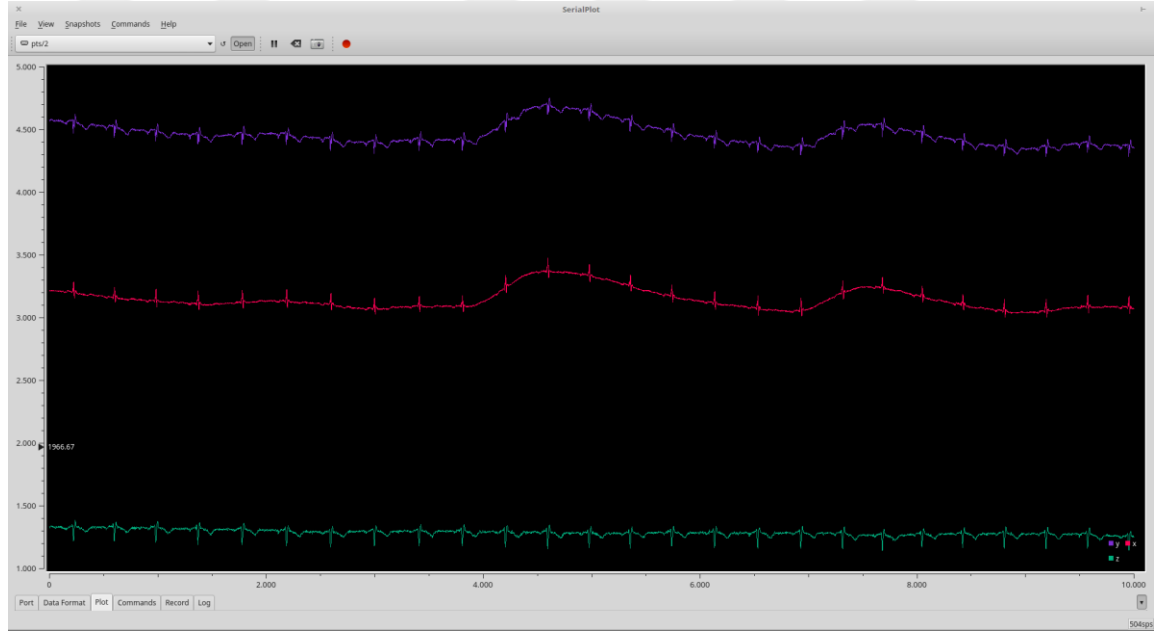


3. BULGULAR

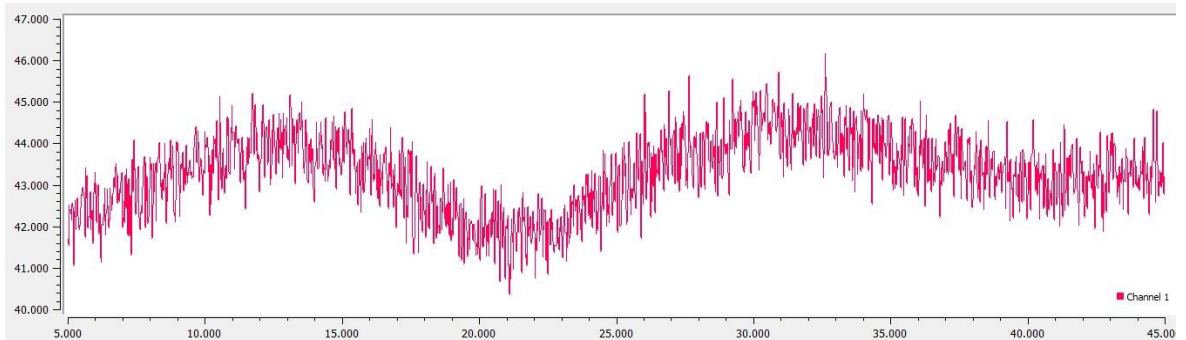
3.1. Deneysel Çalışmalar

3.1.1. Üretilen Algılayıcı Kart ile Yapılan Ölçümler

Üretilen algılayıcı kart sağlıklı bir kişiye standart derivasyonlar ile bağlanıp EKG işaretleri toplanmıştır. Elde edilen işaret 16 bit çözünürlükte ve 500Hz örnekleme değeri ile örneklenmiştir. Ölçümlerden elde edilen sonuçlar Şekil 31 ve Şekil 32’de gösterilmiştir.



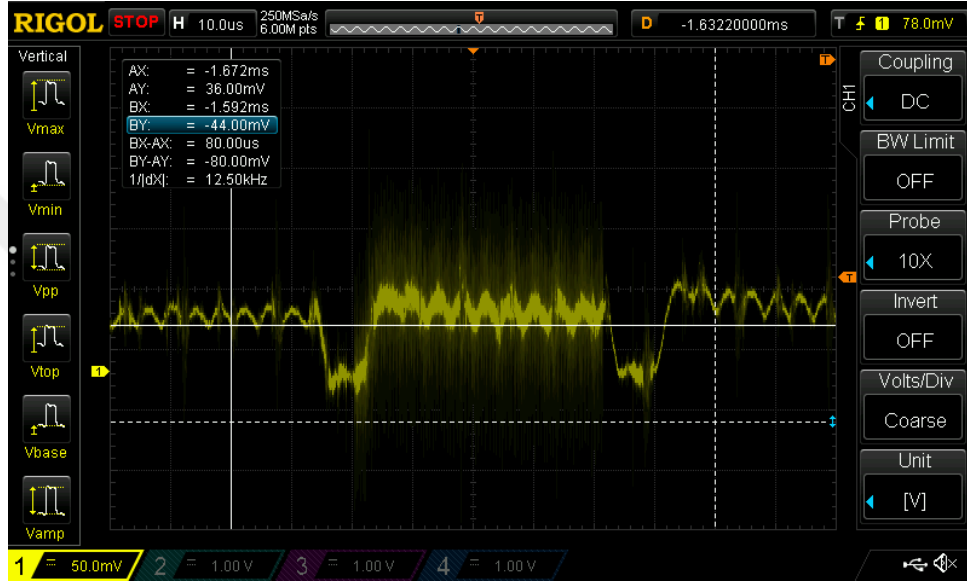
Şekil 31. Kablosuz olarak bilgisayara aktarılan EKG işareti



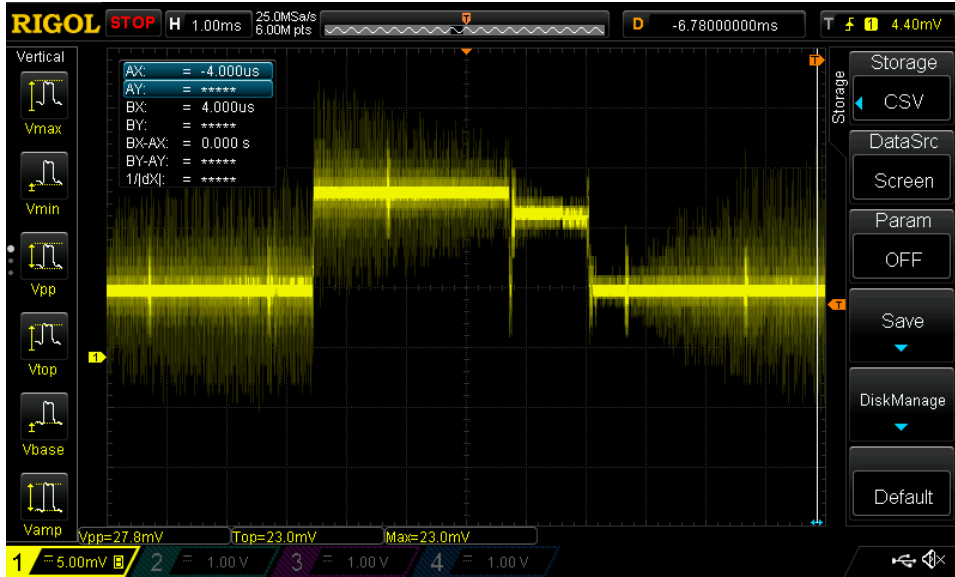
Şekil 32. Ölçülen solunum işareti

3.1.2. Algılayıcı Kartın Güç Tüketimi

Algılayıcı kartın güç tüketimini ölçmek için ölçülecek katmana seri 1Ω 'luk direnç bağlanıp direnç üzerine düşen gerilim osiloskop üzerinden gözlemlenmiştir. Algılayıcı karta giden akım bu dirence düşen gerilim olarak kabul edilmiştir. Osiloskop üzerinden yapılan ölçümlerde ölçüm durumunda 4.4mA'lık bir akım tüketimi ölçülmüştür.



Şekil 33 Algılayıcı kartın analog katmanının akım tüketimi



Şekil 34 Kablosuz ünitenin akım tüketimi

3.1.3. Algılayıcı kartla yapılan mesafe ölçümleri

Sistemin oda içerisinde kullanılacağı varsayılarak oda içi ölçümler yapılmıştır. Kapalı mekan da gerçekleşen bu ölçümlerde cihazla alıcı cihaz arasında bir engel girmediği durumlarda iletişim sağlandığı fakat direk görüşün sağlanmadığı durumlarda ise iletişimin kaybolduğu gözlemlenmiştir.

3.2. Data Sıkıştırma ile İlgili Elde Edilen Bulgular

Tasarlanan data sıkıştırma algoritması ile diğer data sıkıştırma yöntemleriyle karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla MIT-BIT [30] veri tabanından rastgele seçilmiş 7 EKG verisi üzerinde çalıştırılmıştır. Sıkıştırılıp açılan veriler, denklem 1 ve denklem 2 yardımıyla algoritmanın performansı test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar Tablo 3'te gösterilmiştir.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [x_{orj}(i) - x_{rec}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_{orj}(i)]^2}} * 100 \quad (3.1)$$

$$CR = \frac{\text{Sıkıştırılmadan önceki data boyutu}}{\text{Sıkıştırıldıktan sonraki data boyutu}} \quad (3.2)$$

Tablo 3. Sıkıştırma algoritmasının çeşitli EKG işaretleri üzerindeki performansı

Veri adı	Boyut (Kb)	Sıkıştırılmış boyut (Kb)	PRD	CR	Veri Özelliği
twa03m.mat	60	30.988	0	1.936	500Hz, 16Bit
twa15m.mat	60	30.957	0	1.957	500Hz, 16Bit
twa53m.mat	10	5.250	0	1.905	500Hz, 16Bit
twa87m.mat	10	5.121	0	1.953	500Hz, 16Bit
twa33m.mat	60	30.92	0	1.920	500Hz, 16Bit
twa34m.mat	60	30.93	0	1.940	500Hz, 16Bit
twa51m.mat	10	5.185	0	1.928	500Hz, 16Bit

Elde edilen bulgular bilinen sıkıştırma algoritmaları ile karşılaştırıldığında algoritmanın sıkıştırma oranının bilinen algoritmalarından yüksek olmadığı tespit edilmiştir. Buna rağmen, algoritmanın sadece toplama çıkarma gibi basit matematiksel işlemlerden oluşmasından kaynaklanan basitliği nedeniyle tercih edilebilecek bir algoritmadır.

Tablo 4 Çeşitli sıkıştırma algoritmaları performansları [31]

Yöntem	CR	PRD
AZTEC [32]	10	28
Cortes [33]	4.8	7.0
Hilton [34]	8	2.6
Perceptual Masks [35]	3.5	1.24
Fan/SAPA [36]	3	4
Dikgen Dönüşüm (DCT KLT) [37]	3	--
Çift KLT [38]	12	--
Önerilen Yöntem [31]	1.94	--

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında vücut alan ağları'nda kullanılmak üzere, hastaların solunum ve EKG verilerini uzak bir bilgisayara yollayabilen bir algılayıcı kart üretilmiş ve yazılımı geliştirilmiştir. Elde edilen bulgulardan EKG işaretinin ve zayıf bir solunum işareti gözlemlenmiştir. Ayrıca geliştirilen EKG sıkıştırma algoritması ile elde edilen bu verilerin sıkıştırılması sağlanmıştır.

Bu çalışma ile aynı zamanda IEEE 802.15.6 kablosuz haberleşme linki kullanarak yapılan ilk EKG ve Solunum ölçüm çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Kurulan kablosuz bağlantı Bluetooth ve ZigBee haberleşmelerinden ayrı olarak 2.4 GHz frekans bandının altını kullanabilmektedir ve bu girişimsiz bir veri iletimi sağlamaktadır. Haberleşme güvenilirliğini artırmasının yanında IEEE 802.15.6 haberleşmesi daha çok hasta ve cihazla bağlantı kurulmasını sağlayabilmekte ve bunu gerçekten düşük güçlü radyo ile sağlamaktadır.

Gerçekleştirilen devrede batarya tüketiminin büyük kısmı mikroişlemci üzerinde harcanmaktadır. Daha az güç tüketen bir işlemci ile algılayıcı devrenin güç tüketimi önemli ölçüde azaltılabilir. Aynı zamanda kurulan IEEE 802.15.6 bağlantısının direkt görüş istemesinin en önemli nedeni verici alıcı sistemin devresinin henüz Bluetooth veya ZigBee gibi optimize edilmemesinden kaynaklanmaktadır. Aynı zamanda hasta üzerine yerleştirilen antenin başarımı tek yarı düzlemde yeterli olup diğer yarı düzlem için hastanın arka tarafına yerleştirilecek ikinci bir anten ile yapılacak anten çeşitlemesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu çalışmada yer almayan bu çözüm ile kablosuz haberleşmenin güvenilirliği artık tartışılabilirlikten uzaklaştırılabilir.

Modülerlik göz önüne alınarak solunum ölçümü bipolar elektrot yerleşimiyle gerçekleştirilmiştir. Tercih edilen ölçüm metodu sebebiyle solunum işaretinde bozulmalar meydana gelmektedir. Daha çok elektrot ile temas empedansını düşürülerek alınacak işaretler modülerliği azaltmasına rağmen işaret kalitesini arttıracaktır.

EKG ve solunum verisi kas gürültülerinden çok fazla etkilenmektedir. Bu nedenle bir hasta takip sisteminde verilerin incelenirken hastanın o anki durumunun bilinmesi verilerin sağlıklı analizi için gereklidir. Bu nedenle sisteme bir ivme ölçer bağlanarak hastanın ölçüm anında hareketli olup olmadığı incelenebilir.

5. KAYNAKLAR

1. Kocaturk M., Design of A W1-F1 Based Electrocardiography Monitoring System, Yüksek Lisans Tezi, İ.T.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2004.
2. Kaya K., Kablosuz Ekg Sistem Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri, 2010.
3. Liu J., Xie F., Zhou Y., Zou Q. ve Wu J., A Wearable Health Monitoring System With Multi-Parameters, 2013 6th International Conference On Biomedical Engineering and Informatics, 2013, Hangzhou, 332-336.
4. Khazraee M., Zamani A. R., Hallajian M., Ehsani S. P., Moghaddam H. A., Parsafar A. ve Shabany M., A Novel Hardware Implementation for Joint Heart Rate, Respiration Rate, and Gait Analysis Applied to Body Area Networks, IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2013, Beijing China, 1889 - 1892.
5. Berne L, Koepfen B. M. ve Stanton B. A., Fizyoloji, Çev. Türk Fizyolojik Bilimler Derneği, Beşinci Baskı, Güneş Tıp Kitapevi, Ankara 2008.
6. Ganong W. F., Ganong Tıbbi Fizyoloji, Çev. Türk Fizyolojik Bilimler Derneği, Yirminci Baskı, Nobel Tıp Kitapevi, İstanbul 2008.
7. Dubin D., Hızlı EKG Yorumu, Çev Murat N., 1. Baskı Sayfa 1-10, Türkiye Klinikleri Yayınevi, Ankara 1992.
8. http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1924/, The Nobel Prize in Physiology or Medicine, 1924, 13 Mayıs 2017.
9. Allan F. Pacela, A.B. ve M.S., Impedance Pneumography A Survey Of Instrumentation Techniques, Medical and Biological Engineering and Computing, 4, (1966), 1-15.
10. Cremer M., Uber die Registrierung mechanischer Vorginge auf elektrischen wege, speziell mit Hilfe des Saitengalvanometers und Saiten elektrometers, Lahmann, Almanya, 1907.
11. Młyńczak M. ve Cybulski G., Impedance pneumography – is it possible?, Proc. of SPIE Vol. 8845, (2012), 1-14.

12. Texas Instruments, Respiration Rate Measurement Based on Impedance Pneumography, Application Report, 2011.
13. ANSI, Cardiac Monitors, Heart Rate Meters, and Alarms, ABD 2002.
14. <https://www.gnu.org/licenses/gpl-3.0.en.html>, GNU General Public License, 3 Mayıs 2017.
15. <http://www.chibios.org/dokuwiki/doku.php>, ChibiOS Homepage, 15 Mayıs 2017.
16. <http://www.chibios.org/dokuwiki/doku.php?id=chibios:product:hal:start>, ChibiOS HAL, 15 Mayıs 2017.
17. http://chibios.sourceforge.net/html/group__binary__semaphores.html, Binary Semaphores, 15 Mayıs 2017.
18. http://chibios.sourceforge.net/docs3/hal/group__s_p_i.html, SPI Driver, 15 Mayıs 2017.
19. http://chibios.sourceforge.net/docs3/hal/group__e_x_t.html, EXT Driver, 15 Mayıs 2017.
20. Moore G. E., Cramming More Components onto Integrated Circuits, Electronics, 38, 1965, 33-35.
21. Borkar R., Bohr M. ve Jourdan S., Advancing Moore's Law on 2014, Intel, 2014.
22. IEEE, 802.15.6-2012 - IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks - Part 15.6: Wireless Body Area Networks, 2012.
23. Kwak S., Ullah S. ve Ullah N. , An Overview of IEEE 802.15.6 Standard, 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010), 2010, Rome, 1-6.
24. Karapistoli E., Pavlidou F.N., Gragopoulos I. ve Tsetsinas I., An Overview of the IEEE 802.15.4a Standard, IEEE Communications Magazine, 48, (2010), 47-53
25. Texas Instruments, Low Dropout Regulators Quick Reference Guide, Texas ABD, 2017.
26. Texas Instruments, TPS732xx Capacitor-Free, NMOS, 250-mA Low-Dropout Regulator With Reverse Current datasheet, Texas ABD, Aralık 2016.
27. Mandal M. ve Asif A., Continuous and Discrete Time Signals And Systems, First Edition, Cambridge University Press, United Kingdom, 2007.

28. Texas Instruments, ADS129 ADS1292 ADS129R Low-Power, 2-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements Datasheet, Texas ABD, 2012.
29. Özderya H. Y., Uzaktan Hasta Takip Sistemi için IEEE 802.15.6 Esaslı Kablosuz Vücut Alan Ağı Haberleşmesinin Gerçekleştirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 2017.
30. www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/, MIT-BIH Arrhythmia Database, 18 Mayıs 2017.
31. Sisman C, Ozderya H.Y. ve Kaya I, Vücut Alan Ağlarına Yönelik Düşük Karmaşıklıkta, Kayıpsız Diferansiyel Tabanlı Veri Sıkıştırma Metodu, 24. IEEE Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Mayıs 2016, Zonguldak, 2221-2224.
32. Cox. J. R. ,Nolle F. M., Fozzard H. A. , and Oliver G. C. , AZTEC:A Preprocessing Program for Real Time ECG Rhythm Analysis, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-15, (1968), 128-129.
33. Abenstein. J., ve Tompkins W. J., A new data reduction algorithm for real time ECG analysis, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME- 29,(1982), 43-48.
34. Hilton ML., Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms., IEEE Trans Biomed Eng., 44, (1997), 394-402.
35. Rodrigo C., Fabrizia M. ve Leonardo V., Near-Lossless Compression Of ECG Signals Using Perceptual Masks İn The DCT Domain, IV Congreso Latinoamericano de Medicina Biomedica (CLAIB), 2007, Venezuela, 229-231.
36. Davisson L.D., The Fan Method of Data Compression, 1966 Goddard Summer Workshop, 1967, Greenbelt.
37. Ahmed N., Milne P. J.ve Harries S. G., Electrocardiographic Data Compression Via Orthogonal Transforms, IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-22, (1975), 484-492.
38. Zeid A. M. ve Womble M. E., Application of partitioned Karhunen-Loeve expansion scheme of ECG/VCG data compression, in Proc. VIII New England Bio-Eng. Conf., 1979, New York, 428-432.
39. Prutchi D. ve Norris M., Design And Development Of Medical Electronic Instrumentation, First Edition, Wiley - Interscience , New Jersey, ABD, 2005.
40. Texas Instruments, Low Dropout Regulators Quick Reference Guide, Texas ABD, 2017.

ÖZGEÇMİŞ

Cem ŞİŞMAN. 30 Mart 1989 yılında Ankara'da doğdu. İlköğretimini Müjgan Karaçalı İlköğretim Okulunda, Lise öğrenimini Nermin-Mehmet Çekiç Anadolu Lisesinde tamamladı. 2008 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği bölümüne başladı ve 2012 yılında bu bölümden Elektrik-Elektronik Mühendisi unvanı ile mezun oldu. Aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsünde yüksek lisans eğitimine başladı. Cem ŞİŞMAN halen Fen Bilimleri enstitüsünde yüksek lisans eğitimini sürdürmektedir. İngilizce bilmektedir.