

**UYKU APNE ANALİZİ İÇİN FLASH MULTIMEDIACARD
BELLEKLİ HOLTER CİHAZI TASARIMI**

**HOLTER RECORDER WITH FLASH MULTIMEDIACARD
DESIGN FOR SLEEP APNEA ANALYSIS**

Özgür KARADENİZ

Hacettepe Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin

ELEKTRİK ve ELEKTRONİK Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü

YÜKSEK LİSANS TEZİ

olarak hazırlanmıştır.

2007

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından **ELEKTRİK ve ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI 'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan :.....
Doç. Dr. H. Gökhan İLK

Üye :.....
Doç. Dr. Uğur BAYSAL

Üye :.....
Yrd. Doç. Dr. Semih BİNGÖL

Üye (Danışman) :.....
Yrd. Doç. Dr. Atila YILMAZ

Üye :.....
Yrd. Doç. Dr. Ali Ziya ALKAR

ONAY

Bu tez/...../..... tarihinde Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

...../...../.....

Prof.Dr. Erdem YAZGAN
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

UYKU APNE ANALİZİ İÇİN FLASH MULTIMEDIACARD BELLEKLİ HOLTER CİHAZI TASARIMI

Özgür KARADENİZ

ÖZ

Günümüze kadar gelen klasik taşınabilir kayıt cihazları, analog teyp kasetlerine kayıt yapabilmektedir. Ancak teknolojinin hızla ilerlemesiyle uzun süreli kayıt yapabilen taşınabilir cihazların tasarımı yüksek kapasiteli ve küçük boyutlu flash belleklerin yaygınlaşmasıyla mümkün olmuştur.

Bu çalışmanın amacı taşınabilir EKG görüntüleme sistemlerinin performanslarını farklı fizyolojik sinyallerin sayısal flash bellekler üzerine uzun süre kayıt edilmesiyle artırarak uykuda solunum durması (apne) hastalığında kullanmaktır. Bu hastalığın teşhisine yönelik olarak EKG ve solunum sinyallerini aynı anda sayısal bellek üzerine kaydetmek amacıyla bir Holter Kayıt Cihazı tasarımı gerçekleştirilmiştir. Ancak gerçekleştirilen cihaz ileride kullanılmak amacıyla üç adet analog girişi olacak şekilde tasarlanmıştır. Kayıt işlemi günümüzde yaygın bir şekilde kullanılan FAT dosya sistemine uygun şekilde yapılmaktadır. Bu sayede flash bellek üzerine kaydedilen verilere düşük maliyetli okuyucular veya artık bilgisayarlarda standart olarak bulunan arayüzden kolayca ulaşılabilir.

Çalışma kapsamında EKG verisinden apne hastalığı teşhis etmek üzere literatür araştırması yapılmış ve Hilbert Dönüşüm yöntemiyle apne sezim algoritması uygulanmıştır. Apne sezim algoritması için ihtiyaç duyulan QRS sezimi seçilen üç değişik algoritmanın (sayısal süzgeç tabanlı, türev tabanlı, yüksek derece istatistik tabanlı) uygulanıp karşılaştırılması yapılmıştır. Türev tabanlı algoritmanın daha iyi performans sergilediği görülmüş ve seçilmiştir. Hilbert algoritması ile “PhysioNet Computer in Cardiology” EKG verileri üzerinde %78 başarı oranıyla apne sezimi yapılmış ve elde edilen başarı oranının solunum sinyali ve ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerle (örn. kanda oksijen doyumu) iyileştirilebileceği gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Holter EKG, Apne Hastalığı, Mikrodenetleyici, Flash Bellek, FAT Yapısı, QRS Sezimi, Hilbert Dönüşüm

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Atila YILMAZ, Hacettepe Üniversitesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

HOLTER RECORDER WITH FLASH MULTIMEDIACARD DESIGN FOR SLEEP APNEA ANALYSIS

Özgür KARADENİZ

ABSTRACT

Classical analog ambulatory devices are able to record on tape media. Digital data recordings of long durations in ambulatory devices have become possible today with the presence of high capacity flash memories.

The aim of this study in general is to highlight some improvements on the performance of ambulatory ECG monitoring system recording clinically significant signals on a flash card over a long period of time to be used in the sleep apnea studies. Thus a Holter Recorder Device is designed to record ECG and breathing activity for the detection of apnea. The device is designed to handle three channels simultaneously. Storage of data is performed compatible with the FAT file system. This feature allows the commercially available low cost flash card readers and standard computer interfaces to access the recorded data on flash memory easily.

Under the scope of this study, a literature survey for the detection of apnea has been completed and then an apnea detection algorithm using Hilbert Transform was chosen and implemented. The comparison of three selected algorithms (digital filter based, differentiation based and higher order statistics based) to be used for apnea detection was performed. The differentiation based algorithm is chosen due to its better performance. The success ratio of the apnea detection of “PhysioNet Computer in Cardiology” ECG records with Hilbert algorithm is %78 and it is observed that this figure can be improved by adding breathing activity and any other clinically significant signal (e.g. oxygen saturation) to the overall system in the future.

Keywords: Holter ECG, Sleep Apnea, Microcontroller, Flash Disk, FAT Structure, QRS Detection, Hilbert Transform

Advisor: Assist. Prof. Dr. Atila YILMAZ, Hacettepe University, Department of Electrical and Electronics Engineering

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde katkılarından dolayı, aşğıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür ederim.

Çalışmanın sonuca ulaştırılmasında ve karşılaşılan güçlüklerin aşılmasında katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Atila YILMAZ'a teşekkür ederim.

Tez süresince bana destek ve yardımcı olan ASELSAN A.ř.'deki tüm iş arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Tez süresince bana destek olan ve tüm sorunları paylaşan sevgili nişanlım Tülay'a teşekkür ederim.

Tüm okul hayatım boyunca maddi manevi desteğini esirgemeyen sevgili aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

1	GİRİŞ	1
1.1	EKG Kayıtları ve Holter EKG Cihazları	2
1.2	Uykuda Solunum Durması (Apne) Hastalığı	3
1.3	Hastalığın Tanısı ve Tasarım Geliştirme	4
2	HOLTER EKG VE UYKUDA APNE HASTALIĞI	8
2.1	Elektrokardiogram	8
2.1.1	Taşınabilir (Holter) EKG	11
2.1.1.1	Analog Holter EKG Kayıt Cihazları	13
2.1.1.2	Sayısal Holter EKG Kayıt Cihazları	14
2.1.2	Holter EKG'nin Kullanıldığı Hastalıklar	15
2.1.2.1	Aritmi	15
2.1.2.2	Kardiak İskemi	16
2.2	Uykuda Apne Hastalığı	17
2.2.1	Uykuda Apne Hastalığı Çeşitleri	18
2.2.2	Uykuda Apne Hastalığı Tanısı	20
2.2.2.1	Polisomnografi	21
2.2.2.2	Alternatif Analiz Yöntemleri	25
3	ELEKTRONİK DONANIM TASARIMI	28
3.1	Analog Devreler	29
3.1.1	EKG Analog Devresi	29
3.1.1.1	EKG Sinyali Dönüştürücü ve Yükselteç Devreleri	30
3.1.1.1.1	EKG Ön-Yükselteci	30
3.1.1.1.2	Bant Geçirgen Süzgeç	31
3.1.1.1.3	Son Yükselteç	32
3.1.2	Solunum Hareketi Analog Devresi	33
3.2	Sayısal Devreler	34
3.2.1	18F4520 Mikrodenetleyicisi	35
3.2.2	18F4520 Analog Sayısal Çevirici Arayüzü	36
3.2.3	18F4520 – MMC SPI Seri Veri İletişim Arayüzü	37
3.2.4	Yüksek Kapasiteli Flash Bellek (MMC)	39
4	DONANIM YAZILIMI GELİŞTİRME	42
4.1	Analog Sayısal Çevirim Algoritması	43
4.2	Mikrodenetleyici - MMC SPI Haberleşme Algoritması	45
4.3	FAT Dosya Sistemi Algoritması	50
4.3.1.1	Standart Dosya Sistemleri	51
4.3.1.2	FAT	51
4.3.1.3	FAT Dosya Sistemi Detayları	52
4.3.1.3.1	Disk Kök Sektörü	53
4.3.1.3.2	FAT1 Adres Haritası	54
4.3.1.3.3	FAT2 Adres Haritası	55
4.3.1.3.4	Dosya Bilgileri	55
4.3.1.3.5	Hedef Veri	56
4.3.1.4	FAT Uyumlu Kayıt Algoritması	56
5	SEZİM YAZILIMLARI GELİŞTİRME	60

5.1	QRS Sezim Algoritmaları	61
5.1.1	Sayısal Süzgeç Tabanlı Algoritma	61
5.1.2	Türev Tabanlı Algoritma	63
5.1.3	Yüksek Derece İstatistik Parametre Tabanlı Algoritma	64
5.2	QRS Sezim Algoritmalarının Karşılaştırılması	66
5.3	EKG Sinyalinden Apne Sezimi	71
5.3.1	Apne Sezim Methodu	72
5.3.2	RR Aralığı Ölçümü	72
5.3.3	Hilbert Dönüşümü	73
5.3.4	Hilbert Methodu ile Apne Sezimi	74
5.3.5	Hilbert Dönüşüm Yöntemiyle Apne Sezimi Değerlendirmesi	75
6	SONUÇ VE DEĞERLENDİRME	77

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1: Örnek Holter EKG Kayıt Cihazı	2
Şekil 1.2: Tez Çalışması ve İşlevleri	7
Şekil 2.1: Kalp Elektriksel Sistemi [7]	8
Şekil 2.2: Kalpte Aksiyon Potansiyelleri ve EKG İşareti [9]	10
Şekil 2.3: Holter EKG	11
Şekil 2.4: Kaset Kaydedicili Analog Holter EKG Cihazı [13]	14
Şekil 2.5: Sayısal Holter EKG Kayıt Cihazı [14]	14
Şekil 2.6: Aritmi [17]	16
Şekil 2.7: Kardiyak İskemi EKG'si	17
Şekil 2.8: Tıkalıcı Uyku Apnesi	19
Şekil 2.9: EEG Bağlantı Noktaları	22
Şekil 2.10: EOG, Çene EMG, EKG Bağlantı Noktaları	23
Şekil 2.11: Hava Akımı Algılayıcısı	24
Şekil 2.12: Solunum Hareketi Algılayıcısı	24
Şekil 2.13: Polisomnografi Kayıt Örneği [25]	25
Şekil 3.1: Tasarım Blok Şeması	28
Şekil 3.2: EKG Analog Devresi	30
Şekil 3.3: AD621 Op-Amp Entegrasyonu	31
Şekil 3.4: 0.5 Hz Yüksek Süzgeç Devresi	32
Şekil 3.5: 100 Hz Alçak Geçirgen Süzgeç Devresi	32
Şekil 3.6: Piezo Solunum Hareketi Dönüştürücüsü	33
Şekil 3.7: 18F4520 Analog Sayısal Çevirici Blok Şeması [28]	36
Şekil 3.8: 18F4520 – MMC SPI Bağlantıları	38
Şekil 3.9: MultiMediaCard	41
Şekil 3.10: MultiMediaCard Donanım Mimarisi [29]	41
Şekil 4.1: Analog Sayısal Çevirim Akış Çizelgesi	45
Şekil 4.2: Mikrodenetleyici MMC SPI Haberleşmesi	46
Şekil 4.3: MMC - Mikrodenetleyici SPI Haberleşmesi	47
Şekil 4.4: SPI Kipi Veri Transferi	48
Şekil 4.5: 18F4520 – MMC SPI Veri İletişimi	49
Şekil 4.6: FAT Formatlı Veri Yerleşimi	53
Şekil 4.7: FAT Uyumlu Kayıt İşlemi	58
Şekil 4.8: 256 MB MMC FAT16 Adresleri	59
Şekil 5.1: Süzölmüş EKG Sinyali ($y_1[n]$)	62
Şekil 5.2: Türev Alınmış EKG Sinyali ($g[n]$)	64
Şekil 5.3: Eğrilik ve Basıklık değerlerinin 1. Türevleri	66
Şekil 5.4: Kas Kasılması Gürültüsü	67
Şekil 5.5: Güç Hattı Gürültüsü	67
Şekil 5.6: Solunum Gürültüsü	68
Şekil 5.7: Taban Kayması Gürültüsü	68
Şekil 5.8: Karma Gürültü	69
Şekil 5.9: Karşılaştırmada Kullanılan EKG Verisi	69
Şekil 5.10: Hilbert Yöntemi ile Apne Sezimi Adımları	76
Şekil 6.1: Holter Kayıt Cihazı	77
Şekil 6.2: Holter Cihazı Tarafından Kayıt Edilmiş Sinyaller	78

TABLolar DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 3.1: Biopac Solunum Dönüştücüsü Özellikleri	34
Tablo 3.2: 18F4520 Haberleşme Arayüzleri	37
Tablo 3.3: MMC ve SD Çeşitleri	40
Tablo 4.1: İlk 512 Bayt Sürücü Kök Sektörü Yapısı.	54
Tablo 4.2: FAT1 İçeriği	55
Tablo 4.3: Dosya Bilgileri Alanı.....	56
Tablo 5.1: QRS Sezim Algoritmaları Karşılaştırma Tablosu	70
Tablo 5.2: Apne Sezim Eşik Değerleri	74

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AI	Apnea Index
CMRR	Ortak Kip Reddetme Oranı (Common Mode Rejection Ratio)
DF	Digital Filter
EKG	ElektroKardiyoGram
FAT	File Allocation Table
HRV	Kalp Vuru Oranı Değişimi
MMC	MultiMediaCard
OSA	Obstructive Sleep Apnea
YDİ	Yüksek Derece İstatistik

1 GİRİŞ

Kalp vücudun içindeki kan dolaşımını sağlayan en önemli organlardan biridir. Üzerinde bulunan kaslar sayesinde kasılıp gevşeyerek vücut hücrelerinin ihtiyacı olan oksijenin taşınmasını sağlar. Kalp kendiliğinden gerçekleştirdiği bu kasılma hareketi sırasında elektriksel sinyaller üretmektedir. Elektrokardiyografi (EKG) ise kalp adalesinin ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektrik faaliyetinin vücudun çeşitli yerlerine konan iletici uçlar (elektrotlar) vasıtasıyla yükseltilerek kaydedilmesidir. EKG, uzmanlara kalbin çalışmasıyla ilgili önemli bilgiler vermektedir.

Zaman içinde taşınabilir ve daha uzun süre kayıt yapabilen EKG cihazlarına yönelik ihtiyaçların oluşmasıyla birlikte 1961 yılında Dr. Norman Holter tarafından kalp sinyallerini 24-saat veya daha uzun süre boyunca kesintisiz olarak kaydedebilen cihazlar geliştirmiştir[1]. Holter EKG adı verilen bu cihazlar sayesinde kalp ritimleri hasta normal günlük yaşamına devam ederken kayıt edilerek uzmanlar tarafından incelenmek üzere hazır hale getirilir. Böylelikle gece gündüz kalp atış ritimi görülebildiği gibi, aritmilerin var olup olmadığı bunların hangi sıklıkta ve hangi duruma bağlı ortaya çıktığı gözlenebilir.

Günümüze kadar gelen klasik Holter EKG cihazları analog teyp kasetlerine kayıt yapabilmektedir. Ancak teknolojinin hızla ilerlemesiyle birlikte sayısal kameralar, MP3 çalarlar, PDA'ler, cep telefonları, dizüstü bilgisayarlar gibi birimler ve bu birimlerin ihtiyaç duyduğu sayısal kayıt birimlerinde de gelişmeler yaşanmıştır. Özellikle büyük kapasiteli ve küçük boyutlu sayısal bellek birimlerinin yaygınlaşmasıyla, bu birimlerin potansiyel kullanım alanları genişleyerek Holter EKG gibi taşınabilir kayıt cihazlarının sayısal olarak geliştirilmesi giderek hız kazanmıştır[1].

Holter EKG hızlı, basit, hastaya acı vermeyen ve maliyet açısından uygun olduğu için uzmanlar tarafından tedavi sürecinde hastalığın alanını daraltarak tespitine yönelik başlangıç testi olarak kullanılabilir. Ayrıca EKG periyodik kontrol sırasında gerçekleştirilerek ve önceki EKG ile karşılaştırılarak gizli veya tespit edilememiş hastalığın tespitinde kullanılabilir. Holter EKG sayesinde EKG'nin tespit edemediği ritim problemleri, göğüs ağrılarının analizi, kalp kası içindeki damar

tıkanıklıkları, kalp krizleri sonrası gözlem, tedavi etkinliğinin incelenmesi gerçekleştirilebilmektedir.

Kalp rahatsızlıkları dışında farklı hastalıklar da belli bir zaman boyunca fizyolojik sinyallerinin kayıt edilip incelenmesi sonucunda teşhis edilebilmektedir. Uykuda Solunum Durması (Apne) hastalığı da bunlardan biridir. Uyku apne hastalığı yaygın bir şekilde bilinmemekle birlikte yaşamı tehdit eden, uyku sırasında nefes alımının belli süreler duraklaması olarak görülen tehlikeli bir hastalıktır.

Uyku apne sendromunun teşhisi uyku laboratuvarlarında polisomnografi denilen testlerle yapılabilmektedir. Bu tetkik tüm gece boyunca beyin aktivitelerini, solunum, horlama, bacak hareketleri, kalp ritmi, yatış pozisyonu gibi parametrelerin kaydedilmesi esasına dayanır. Bu kaydedilen veriler uzman hekim tarafından varsa uykuda solunum durma süreleri, sıklığı, yatış pozisyonu ile ilişkisi, kandaki oksijen doygunluğunda düşme olup olmadığı gibi kriterler açısından değerlendirilir[2].

Ancak hastaların uyku testlerinin ev rahatlığında, kolay ve daha ucuza yapılabilmesi amacıyla hastalığın taşınabilir cihazlarla teşhis edilemesine yönelik çalışmalar hızlanmıştır.

1.1 EKG Kayıtları ve Holter EKG Cihazları

Elektrokardiyografi (EKG), kalp adalesinin ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektrik faaliyetinin kaydedilmesidir. EKG kalp hızı, ritmi ve fonksiyonu, kalp kasına yetersiz kan ve oksijen gidişini gösteren iskemi olarak adlandırılan hasar ve kalp yapısındaki anormallikler hakkında bilgi verir. Şekil 1.1’de gösterilen Holter EKG ise hastanın üzerine takılarak taşınabilen ve genellikle 24 saat veya daha uzun süre EKG kaydı yapabilen cihazlardır.



Şekil 1.1: Örnek Holter EKG Kayıt Cihazı

Hasta kayıt esnasında yürüme, koşma, çalışma, yemek yeme gibi günlük aktivitelerine devam ederken uyuma ve uyanma saatlerini, fenalık hissi, bayılma, çarpıntı ve göğüs ağrısı gibi yakınmalarını da bir hasta günlüğüne kaydeder. Holter kayıtlarının dökümü uzmanlar tarafından incelenerek elektrokardiyografik bir anormalliğin gelişip gelişmediği, gelişmişse bunun hastanın yakınmaları ve günlük aktiviteleriyle ilişkisi araştırılır. Ayrıca, bu yöntemle ilaç tedavisinin, elektronik kalp pilinin veya ritim bozukluklarının tedavisi için yapılan diğer müdahalelerin, koroner by-pass ameliyatının ve balon anjiyoplastinin sonuçları değerlendirilebilir. Koroner yetmezliği olan veya infarktüs geçiren hastaların izlenmesinde önemli bir yöntemdir. Son yıllarda teknolojideki gelişmeler Holter monitör EKG'nin tanısal değerini daha da artırmıştır[3].

Yüksek kapasiteli sayısal kayıt yapabilen flash bellek birimlerinin yaygınlaşması, sayısal kayıt yapabilen Holter EKG cihazının kullanım alanını giderek genişletmiştir. Bu birimler üzerine yapılan sayısal kayıtlar sayesinde fizyolojik sinyaller analog manyetik sistemlerde bulunan gürültülere maruz kalmadığı gibi sonuçlar bilgisayarlar üzerinde ayrıca ekipmanlara ihtiyaç duyulmadan analiz edilebilmektedir. Bu çalışmayla yüksek kapasiteli flash bellek birimlerine kayıt işlemi gerçekleştirilmesi sayesinde elde edilen bilgi birikimi ile bu birimlerin farklı kullanım alanlarında da değerlendirilebilmesi hedeflenmektedir.

1.2 Uykuda Solunum Durması (Apne) Hastalığı

Uyku organizmanın dinlenmesini sağlayan bir hareketsizlik hali olmasının yanında, tüm vücudu yaşama yeniden hazırlayan bir yenilenme dönemidir. Biyolojik saatin bir gereği olarak, düzenli bir şekilde günlük yaşamın bir parçasını oluşturan uyku, vücutta tam bir yenileme işlemi gerçekleştirmektedir. Yapılan çalışmalarda derin uykuda, vücutta protein sentezinin, hücre mitozunun ve büyüme hormonu salgılanmasının arttığı, buna karşılık adrenalin gibi katabolik hormonların salgısının azaldığı gösterilmiştir. Düzenli uyku vücudun performansını artırırken, kronik uykusuzluk işgücünü azaltmakta ve zihinsel yetenekleri kısıtlamaktadır. Uyku döneminde başta merkezi sinir sistemi olmak üzere, solunum, dolaşım ve kas iskelet sistemi gibi, organizmanın büyük bir bölümünün günlük yıpranması tamir edilmektedir. Uyku yaşam süremizin yaklaşık üçte birini geçirdiğimiz, fiziksel olarak dinlendiğimiz ve beyin fonksiyonlarımızın düzenlendiği aktif bir süreçtir. Uyku

süresi kişiden kişiye değişmekle birlikte etkin olabilmesi için en az 4 saatlik bir sürenin gerekli olduğu kabul görmektedir. Bugün uykunun pasif bir dinlenme olayı olmadığı, çok önemli yaşamsal faaliyetlerin bu bilinçsiz dönemde yoğun olarak yaşandığı bilinmektedir[4].

Uykuda solunum durması (apne) hastalığı, uyku sırasındaki solunum duraklamalarından kaynaklanan ve uyku düzeninin bozulmasına sebep olan önemli bir hastalıktır. Uyku apnesi uykuda hava akımının en az 10 saniye süreyle normal değerinin %20'sine ve daha altına düşmesi ile tanımlanabilir. Uykudaki solunum duraklamaları sonucunda kandaki oksijen miktarı azalır ve karbondioksit miktarı artar[5].

Uyku apnesi merkezi sinir sistemindeki bir problem nedeniyle (merkezi uyku apnesi) veya solunum yollarındaki bir tıkanıklık nedeniyle (tıkayıcı uyku apnesi) oluşabilir. Bazen de bu her iki durum birlikte görülebilmektedir. (Bileşik uyku apnesi). Bu hastalığın değerlendirilmesinde sadece solunumun durması (apne) değil aynı zamanda solunumun azalması (hipopne) da hesaba katılmaktadır[5].

Yüksek tansiyon, gürültülü horlama, yorgunluk, aşırı sinirlilik, depresyon, unutkanlık, konsantrasyon bozukluğu, sabah baş ağrısı, kontrol edilemeyen şişmanlama, uykuda terleme, sık idrara çıkma, mide yanması gibi sorunlar uyku apnesinin sonuçları olarak ortaya çıkabilir. Hastalarda, hastalığın seviyesine göre bu sorunların biri, birden fazlası ya da hepsi birden görülebilir. Uykuda solunum durması hastalığının sıklıkla uykuda meydana gelen ölümlerin nedenlerinden biri olduğu bilinmektedir[5].

1.3 Hastalığın Tanısı ve Tasarım Geliştirme

Uyku apne sendromu, uyku sırasında horlama, solunumun 10 saniyeden fazla durduğu apne nöbetleri ve gündüz aşırı uyku eğilimi ile karakterize edilen bir hastalık sendromudur[6].

Uyku apne sendromunda henüz açıklanamayan mekanizmalarla uyku sırasında üst solunum yollarında gelişen tıkanmaya ve santral (merkezi mekanizmalara) nedenlere bağlı olarak solunum durmaları olmaktadır. Hastalar, apne nöbeti gerçekleştiği an dışında gece boyunca sıklıkla horlarlar. Uyku apne hastalığı tanısı

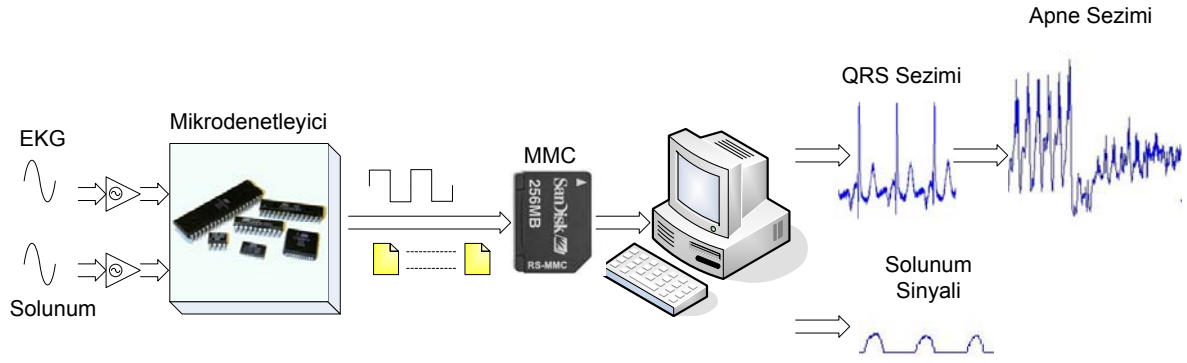
konulabilmesi için 1 saatte görülen apne sayısının 5'den büyük olması gerekir. Bu apneler sıklıkla oksijen desatürasyonu denilen kandaki oksijen yüzdesinin düşmesi ile seyreder. Apne indeksinin yüksekliğine bağlı olarak hipoksi gelişir. Hipoksi, genel anlamda kanda, hücrelerde ve dokularda oksijen eksikliğine bağlı gelişen fonksiyon bozukluğudur. Bu hipoksi zamanla kan basıncının artmasına neden olarak hastalarda hipertansiyon gelişmesine neden olur[6]. Genç bir hastada, nedeni açıklanamayan hipertansiyonun nedeni uyku apne sendromu olabilir. Hastalarda apne geliştiğinde, apnenin sonlanması sırasında beyin uyanması (arousal) gerçekleşir. Bu kimi zaman farkında olunmayan hareketlerle ya da tam uyanmayla sonlanır. Bu duruma uyku bölünmesi (fragmentasyonu) adı verilir. Bu bölünmeler apnenin sıklığına bağlı olarak ne kadar sık oluyorsa, hastanın uyku kalitesini bozar ve olumsuz semptomları artırır. Bireyin uykudan dinlenmemiş, yorgun kalkmasına neden olur. Bunlara bağlı olarak hastada baş ağrısı, sinirlilik, kişilik değişikliği, huysuzluk, çabuk yorulma, genel isteksizlik hali ortaya çıkar. Gündüz aşırı uyku eğilimi hastalığın şiddeti ile doğru orantılı olarak artar. Apnelerin sıklığı, süresi, bir başka deyişle oksijen desatürasyonun derecesi, arousal indeksinin yüksekliği, hastanın klinik bulgularının kötüleşmesine ve eşlik eden hastalıkların hızla gelişmesine neden olacaktır[6].

Uyku hastalıkları tanısı bu iş için özel olarak donatılmış uyku laboratuvarlarında konulur. Uyku laboratuvarlarında Polisomnografi adı verilen ve tüm gece boyunca beyin aktivitelerini, solunum, horlama, bacak hareketleri, kalp ritmi, yatış pozisyonu gibi kayıtlarının yapıldığı bir cihazla uyku çalışması yapılır. Bu kaydedilen veriler uzman hekim tarafından varsa uykuda solunum durma süreleri, sıklığı, yatış pozisyonu ile ilişkisi, kandaki oksijen doymunluğunda düşme olup olmadığı gibi kriterler açısından değerlendirilir[2]. Uyku hastalıkları tanısında en önemli tanı yöntemi Polisomnografi'dir. Ancak Polisomnografi hem pahalı hem de her hastaya kolayca uygulanamayan bir yöntemdir. Bu nedenle uyku testlerinin ev rahatlığında, kolay ve daha ucuza yapılabilmesi amacıyla hastalığın taşınabilir cihazlarla teşhisine yönelik çalışmalar hızlanmıştır.

Yüksek kapasiteli sayısal kayıt yapabilen flash bellek birimlerinin yaygınlaşması, sayısal kayıt yapabilen Holter EKG cihazının kullanım alanını giderek genişletmiştir. Bu birimler üzerine yapılan sayısal kayıtlar sayesinde fizyolojik

sinyaller analog manyetik sistemlerde bulunan gürültülere maruz kalmadığı gibi sonuçlar bilgisayarlar üzerinde ayrıca ekipmanlara ihtiyaç duyulmadan analiz yapılabilmektedir. Ayrıca manyetik sistemler kapasitesinin düşük olması, boyutunun büyük olması, mekanik arızalar yaşanması bakımından dezavantajlara sahiptir. Bu çalışmayla yüksek kapasiteli flash bellek birimlerine kayıt işlemi gerçekleştirilmesi sayesinde elde edilen bilgi birikimi ile bu birimlerin farklı kullanım alanlarında da değerlendirilebilmesi imkanı sağlanabilmesi hedeflenmektedir.

Bu çalışma kapsamında EKG sinyali ile birlikte solunum fizyolojik sinyalleri sayısal veriye dönüştürülerek flash MultiMediaCard taşınabilir bellek üzerine kayıt edilmesini sağlayan bir tasarım ve sonuç olarak bir prototip gerçekleştirilmiştir. Yapılan çalışmayla verinin kayıt işlemi günümüzde çok yaygın bir şekilde kullanılan FAT (File Allocation Table) dosya sistemine uygun bir şekilde yapılmaktadır. Bu sayede flash bellek üzerine kaydedilen verilere düşük maliyetli okuyucular veya artık bilgisayarlarda standart olarak bulunan arayüzden kolayca ulaşılması sağlanmıştır. Böylece ayrıca büyük donanımlara gerek olmadan düşük maliyete esnek bir yapıda veri kaydı sağlanmış olur. Bunun yanında EKG sinyalinden apne hastalığı teşhis etmek üzere QRS ve sonrasında Hilbert dönüşüm yöntemiyle apne sezim algoritmaları geliştirilmiştir. Geliştirilen apne sezim algoritmaları apne hastalığı taşıyan hastalardan alınmış EKG verileriyle test edilerek başarı oranı çıkarılmıştır. Bu çalışma kapsamının genişletilmesiyle EKG ve solunumdan başka fizyolojik sinyaller kayıt edilip, farklı apne sezim algoritmaları ile hastalığın tanıyım oranını arttırarak daha geliştirilmiş bir ürün ortaya çıkarmak yararlı olacaktır. Bu çalışma ile Şekil 1.2'de özetlenerek gösterilen işlevler yerine getirilmek üzere tasarım ve geliştirmeler yapılmıştır.



Şekil 1.2: Tez Çalışması ve İşlevleri

Gerçekleştirilen cihaz 3 adet analog girişi olacak şekilde tasarlanmıştır. Ancak çalışmada sadece 2 giriş denenmiştir. Ayrıca prototip üzerindeki kullanılan analog sayısal çeviricinin analog giriş sayısı 13'e kadar artırılabilir kapasiteye sahiptir. Bu sayede EKG ve solunum hareketinden başka ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerin kayıt edilmesine de olanak sağlayacaktır. Mikrodenetleyici üzerinde bulunan analog girişler üzerinden verilen fizyolojik sinyaller sayısal olarak çevirilerek flash bellek (MMC) üzerine kayıt edilmektedir. Kalp-damar (Holter EKG) ve uyku-solunum çalışmaları cihazın potansiyel kullanım alanlarıdır.

Bu çalışma kapsamında yapılanlar elektronik donanım, donanım yazılımı, QRS sezim ve Apne sezim algoritmaları tasarımı, gerçekleştirilmesi ana başlıkları altında toplanabilir. Elektronik donanım, analog devreler ve sayısal devre olmak üzere iki ana birimden meydana gelmektedir.

Bu çalışmada öncelikle ikinci bölümde, Elektrokardiogram, Holter EKG sistemleri ve uykuda solunum durması hastalığı ile ilgili bilgiler verilmiştir. Üçüncü bölümde, elektronik donanım ele alınmıştır. Dördüncü bölümde mikrodenetleyici için gerçekleştirilen yazılımların çalışması hakkında bilgiler verilmiştir. Beşinci bölümde Elektrokardiogram sinyalinden QRS dalgası tespiti için geliştirilen algoritmalar ve Hilbert dönüşüm yöntemiyle uykuda solunum durmasına yönelik yapılan algoritmanın anlatılmasına ayrılmıştır. Son bölümde ise tasarım sonuçları tartışılmıştır.

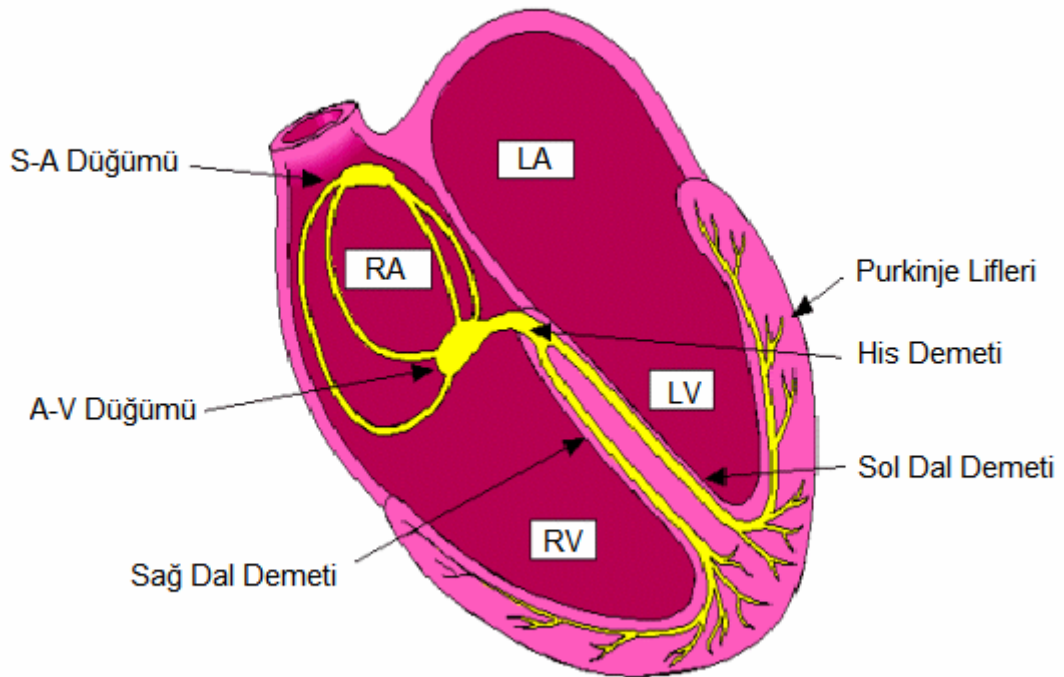
2 HOLTER EKG VE UYKUDA APNE HASTALIĞI

2.1 Elektrokardiogram

Elektrokardiyografi (EKG), kalp adalesinin ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetlerin kaydedilmesidir.

Kalp içindeki elektriksel sistem kalp atış hızını ayarlamaktadır. Bu elektriksel sistem 3 bölümden meydana gelmektedir.

- S-A Düğümü
- A-V Düğümü
- Purkinje Lifleri



Şekil 2.1: Kalp Elektriksel Sistemi [7]

Şekil 2.1’de görülen S-A düğümü ürettiği itmeler sayesinde kalbin atışını başlatmakta ve hızını kontrol etmektedir. Bu birim kalbin diğer birimlerini oluşacak elektriksel aktiviteleri tetiklemektedir. Bu birim özel hücrelerden yapılmış olup kalbin sağ kulakçığında yer almaktadır. A-V düğümü kulakçıklarda oluşan

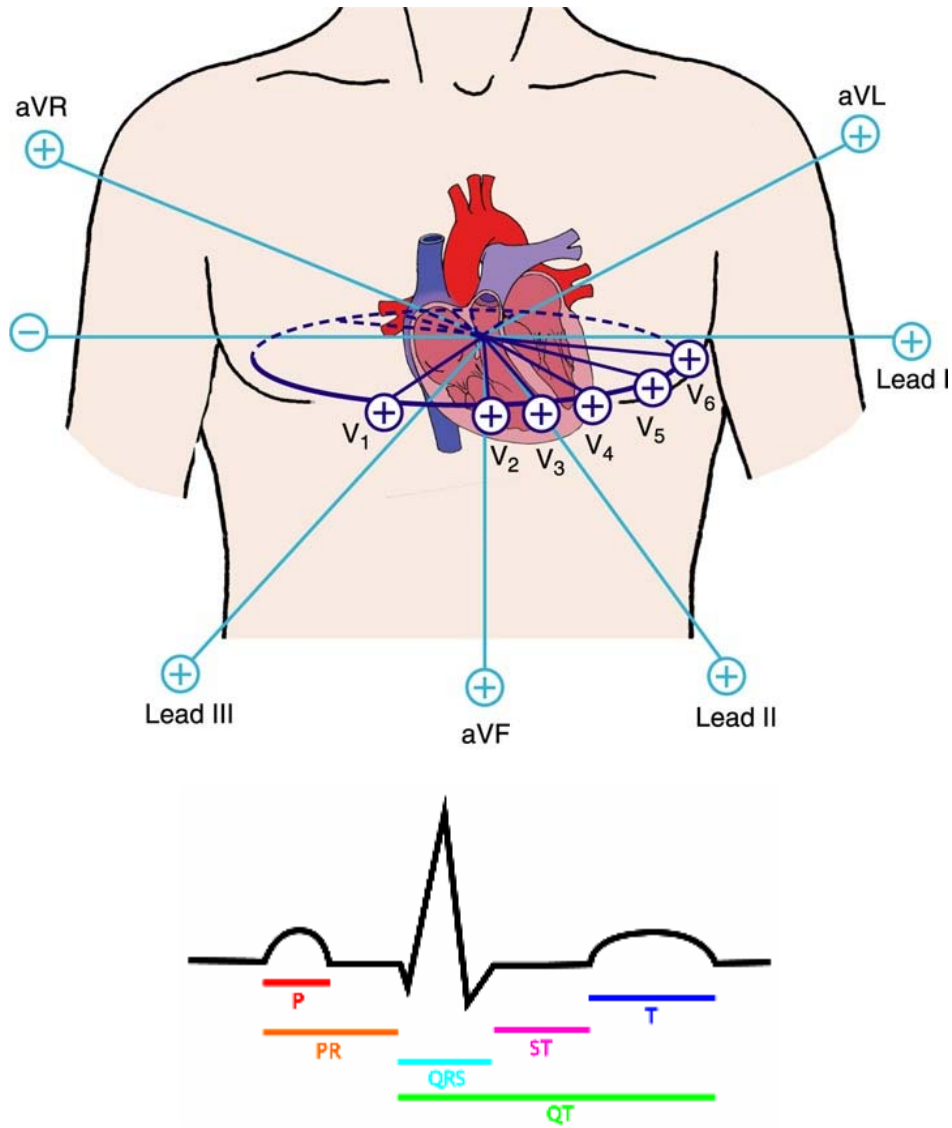
elektriksel aktiviteyi karıncıklara taşıyan bir aktarıcı olarak çalışmaktadır. Bu sayede kulakçıklarla başlayan kasılma hareketi karıncıklara aktarılacaktır. A-V düğümünde devam eden elektriksel aktivite His demeti üzerinden önce sağ ve sol dal demetlerine ardından kalp kası içine gömülü olan Purkinje liflerine iletilir. Bu iletim sonrası karıncıkların kasılması gerçekleşir[7].

Kalp kası (myokard) kendi başına kasılma özelliğine sahiptir. Kalbin sinüs düğümü adı verilen noktasından çıkan düzenli tenbihler (uyarılar) hususi bir iletim yoluyla adale hücrelerine varır. Dinlenmekteyken elektrik bakımından sakin (polarize) durumda olan hücreler, gelen tenbihle uyarılarak (depolarize olarak) kasılırlar ve boyları kısalır. Böylece kalp odacıklarını çevreleyen myokardın bütünü büzüşerek içindeki kanı büyük ve küçük dolaşıma atar. Buna kalp kasılması (sistolü) denir. Myokard hücreleri çok kısa süren bu kasılma döneminden sonra hemen eski elektrik yüklerini kazanarak tekrar sakin (polarize) duruma geçerler. Bu olay nabız sayısı kadar tekrarlanır. Nabız sayısı 60 olan kişide bu Depolarizasyon-Repolarizasyon olayı dakikada 60 defa tekrarlanır. Kalbin elektrik faaliyeti ile meydana gelen potansiyel değişiklikleri, kalp çevresindeki dokuların ve bilhassa kanın yardımı ile bütün vücuda aynı anda yayılır. Vücudun çeşitli yerlerine konan iletici uçlar (elektrotlar) vasıtasıyla ortaya çıkan elektrik değişiklikleri yükseltilerek kaydedilir. Vücudun çeşitli noktaları arasındaki potansiyel farkları kaydedilir ve o bölgeye göre adlar verilir. Her bir değişik bölge için çizdirilen elektrokardiyogram eğrisine derivasyon adı verilmiştir[8]. Normalde 12 ayrı yerden kayıt yapılmaktadır.

EKG analizi yapılabilmesi için hastanın kol ve bacaklarına elektrotlar bağlanır. 1. derivasyon, sol kol-sağ kol arasındaki farkı; 2. derivasyon, sağ kol-sol bacak arasındaki farkı; 3. derivasyon, sol kol-sol bacak arasındaki farkı gösterir. Bunlara standart derivasyonlar adı verilmektedir. Yükseltilmiş (augmented) adı verilen derivasyonlarla ise vücudun üç elemanından (kol ve bacakların üçünden) gelen akımlar sıfıra indirgenip dördüncüsünden gelen akım kaydedilir. Bunlar da üç tanedir. aVR (sağ kol), aVL (sol kol) ve aVF (sol bacak). Vücut üyelerinden kaydedilen derivasyonlardan başka göğüs çevresinden alınan 6 çeşit (V1, V2, V3, V4, V5 ve V6) derivasyon daha bulunmaktadır. Bu şekilde kaydedilen 12 derivasyon sırasıyla kağıt üzerine geçirilir. Kalbin çeşitli bölgelerinin rahatsızlıkları

değişik derivasyonlarda belli değişiklikler meydana getirirler ve hekimin kalp rahatsızlığının cinsini ve bölgesini teşhiste yardımcı olurlar[8].

Elektrokardiyograf aleti, prensip olarak elektrik gerilimini ölçen hassas bir voltmetre ve bu gerilimi yükselten tertibattan ibarettir. Belli bir hızda geçen EKG kağıdına gerilim değişiklikleri anında yazdırılmaktadır.



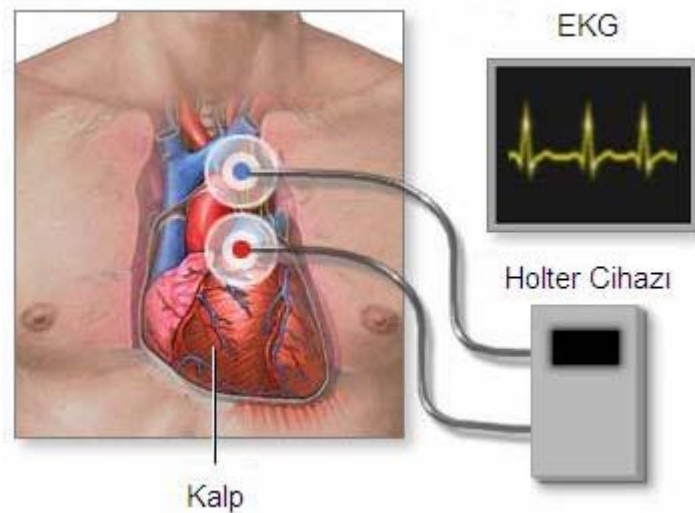
Şekil 2.2: Kalpte Aksiyon Potansiyelleri ve EKG İşareti [9]

Normal bir EKG'de P, QRS ve T diye adlandırılan 3 dalga ve bunlar arasında düz çizgiler vardır. (Şekil 2.2) Bu dalga ve çizgilerdeki değişiklikler normalden sapmaları gösterir. P dalgası S-A düğümü sayesinde kulakçıkların tenbih ile kasılmasını, QRS dalgası sinyalin Purkinje liflerine geçmesi sayesinde karıncıklara geçen tenbihin bunları kasmağını, T dalgası karıncıkların polarize (sakin) hale

gelmesini gösterir. Dalgalar arasındaki mesafeler dalgaların süresi yükseklikleri (voltajları), şekilleri, düzenli olarak birbirlerini takip etmelerindeki değişiklikler kalpte olabilecek yapı değişikliğini veya hastalığı gösterebilir.

2.1.1 Taşınabilir (Holter) EKG

Bu bölümde önce Holter EKG kayıt cihazları hakkında genel bilgiler verilmiştir. Holter EKG cihazı 1961 yılında Dr. Norman Holter tarafından geliştirilen ve kalbin çalışması sırasında üretilen elektrik sinyallerini 24 saat veya daha uzun süre boyunca kesintisiz olarak kaydedebilen cihazlardır (Şekil 2.3). Yapışkan elektrotlar sayesinde vücuda bağlanarak sinyalleri elde ederler[1]. Kalp ritimleri hasta normal günlük yaşamına devam ederken analog kaset teyplerine veya sayısal bellek üzerine kayıt edilerek uzmanlar tarafından incelenmek üzere hazır hale getirilir. EKG kayıtları sayesinde gece gündüz kalp atış ritimi görülebildiği gibi, aritmilerin var olup olmadığı bunların hangi sıklıkta ve hangi duruma bağlı ortaya çıktığı gözlenebilir. Holter EKG testi sırasında hastadan günlük aktivitelerini, yaşadığı semptomları ve bunların zamanlarını kayıt etmesi istenir. Böylelikle elde edilen EKG sonuçları günlük aktivitelerle karşılaştırılabilir.



Şekil 2.3: Holter EKG

Birçok kalp hastası düzensiz veya hızlı kalp atışından şikayet etmektedir. Ancak test sırasında test süresinin kısa olması, hastanın ruhsal durumu gibi nedenlerle bu semptomlar elde edilmeyebilir. Dolayısıyla EKG testi kalp aktiviteleriyle ilgili doğru bilgiyi o an için vermiyor olabilir. Bu durumlarda taşınabilir EKG cihazları sayesinde

kişinin günlük kalp ritimleri kaydedilerek analiz edilebilmektedir. Bu cihaz sayesinde ayrıca;

- EKG'nin tespit edemediği ritim problemleri,
- Göğüs ağrılarının analizi,
- Kalp kası içindeki damar tıkanıklıkları,
- Kalp krizleri sonrası gözlem,
- Tedavi etkinliğinin incelenmesi,

gerçekleştirilebilmektedir[10]. Holter EKG testi 24-48 saat sürebilmektedir. Hasta küçük bir bel veya omuz kemerine bağlanan teyp kayıt cihazı kullanmaktadır. Kaydediciden göğüse kadar uzanan elektrotların kuru kalması sağlanmalıdır. Bağlantılar yapıldığında hasta günlük yaşamına devam etmektedir. Yalnızca test boyunca sıkı elbise giyilmemesi önerilmektedir. Kayıt esnasında hasta, spor, uyku, ruhsal durum, ilaç alımı gibi günlük aktiviteleri ve baş dönmesi, göğüs ağrısı, düzensiz kalp atışları, yorgunluk gibi belirtileri bir günlüğe yazmaktadır. Bu bilgiler EKG sinyalinin yorumlanmasına yardımcı olmaktadır[10].

Holter EKG cihazlar iki farklı şekilde türde olabilmektedir.

Devamlı Kaydediciler: En çok kullanılan kaydediciler bu tipte olanlardır. 24 saatten 72 saate kadar kalp sinyalleri kesintisiz olarak kayıt edilebilmektedir. Standart bir EKG cihazı makinaya bağlanıldığında 40-50 kalp atışını görüntüleyebilirken devamlı kaydediciler 100.000 kalp kalp atışına kadar görüntüleyebilme özelliğine sahiptir. Uzun kayıtlar sayesinde sık görülmeyen hastalıkların tanısını kolaylaştırabilmektedir[11].

Aralıklı Kaydediciler: Holter EKG cihazlarının diğer bir tipi ise anormal kalp ritimlerinin sıkça görülmediği durumlarda kullanılmak üzere aralıklı kayıt yapan cihazlardır. Bu cihazların kullanım süresi devamlı kaydedicilerden daha fazladır. Toplanan veriler zaman zaman uzman tarafından incelenmek üzere gönderilebilir. Bu cihazlarda kendi içinde 2 gruba ayrılabilir[11].

- *Döngüsel (Loop) Kaydediciler:* Döngüsel kaydediciler kalp sinyallerini durmadan kaydedebilen cihazlardır. Ancak hasta tarafından semptomlardan görüldükten hemen sonra düğmesine basılarak o ana kadar elde edilen sinyallerin kayıt edilmesi sağlanır. Bu cihazlar içinde geçici hafızalar bulunmaktadır ve düğmesine basılmasıyla birlikte kayıt yapılan son belli bir süre elde edilebilir. Döngüsel kaydediciler genellikle semptomlar görüldüğü sırada bilinç kaybı görülen hastalar için uygundur. Böylelikle hasta kendine geldiğinde düğmeye basarak son belirli süre içinde elde edilen bilgiyi kayıt etmiş olur[11].
- *Olay (Event) Kaydediciler:* Olay kaydediciler sadece semptomlar görüldüğü anda kayıt yapılan cihazlardır. Hasta tarafından semptomlar görülmeye başladıktan hemen sonra düğmesine basılarak o ana kadar elde edilen sinyallerin kayıt edilmesi sağlanır. Bu cihazlar her an hasta üzerinde takılı olmayabilir. Ancak hastanın hemen ulaşabileceği bir yerde tutularak semptom görüldüğü anda takılarak kayıt başlatılabilmektedir[11].

Sonraki kısımda EKG kayıt cihazları, ardından da Holter EKG sistemi ile incelenebilecek hastalıklar hakkında bilgiler verilmiştir.

2.1.1.1 Analog Holter EKG Kayıt Cihazları

Bu tip kaydediciler hala yaygın bir şekilde kullanılmakla birlikte teknolojinin ilerlemesiyle yerini yavaş yavaş sayısal sistemlere bırakan bu sistemler kalp sinyalinin analog olarak manyetik bantlar üzerine kaydedilmesi prensibiyle çalışır. Kayıt ortamı olarak C60, C90 veya C120 teyp kasetleri kullanılmaktadır. Genellikle 5 veya 7 elektrotlarla kullanılan bu cihazların standart olarak 24 saat kayıt kapasiteleri bulunmaktadır. Giriş gerilimi ± 5.0 mV aralığında olup frekans bandı 0.05 – 100 Hz arasında olabilmektedir[12]. Analog sistemler manyetik ortamdan taban gürültüler, kapasitesinin düşük olması, boyutunun büyük olması, teyp kasetlerinin zaman içinde bozulması, cihazda mekanik arızalar yaşanması bakımından dezavantajlara sahiptir.



Şekil 2.4: Kaset Kaydedicili Analog Holter EKG Cihazı [13]

2.1.1.2 Sayısal Holter EKG Kayıt Cihazları

Sayısal teknolojinin ilerlemesiyle birlikte analog cihazlar giderek sayısal temelli tasarımlara dönüştürülmektedir. Birçok elektronik cihazda olduğu gibi Holter EKG kayıt cihazlarında da sayısal kayıt cihazlarının sayısı her geçen gün artmaktadır. Burada hem sayısal teknolojinin yaygınlaşması hem de tasarımların daha kolay kullanışlı, dayanıklı ve güvenilir olması bakımından tercih edilmektedir. Özellikle büyük kapasiteli ve küçük boyutlu sayısal bellek birimlerin yaygınlaşması birlikte bu tür kayıt cihazlarının sayısal olarak geliştirmesi giderek hız kazanmıştır. Şekil 2.5'de bir örneği görüldüğü gibi günümüzde kayıt kapasitesi yüksek sayısal Holter EKG cihazları kolaylıkla bulunabilmektedir.



Şekil 2.5: Sayısal Holter EKG Kayıt Cihazı [14]

Sayısal Holter EKG cihazları elektrotlarla vücuttan alınan kalp sinyallerini analog sayısal çevirici vasıtasıyla sayısala çevirerek yüksek kapasiteli bellekler üzerine kayıt etmektedir. Böylelikle fizyolojik sinyaller manyetik ve mekanik kayıt ortamlarında oluşacak gürültülere maruz kalmayacaktır. Kayıt edilen veriler flash bellekler sayesinde teyp kasetlerinden kaynaklı veri bozulmaları içermeyecektir. Ayrıca bu veriler kayıt sonrası standart bilgisayar tarafından okunabildiği için ayrı analiz donanımlarına ihtiyaç olmadığı gibi hastanın evden ayrılmadan inceleme yapmak üzere uzmanlara veri transferi yapılabilmesi kolay bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Artık sayısal sinyal işleme tekniklerinin de ilerlemesiyle birlikte kaydedilen bu sinyallerin analizine yönelik algoritma geliştirilmesi çalışmaları hızla sürmektedir[15, 16].

2.1.2 Holter EKG'nin Kullanıldığı Hastalıklar

Birçok nedenden dolayı EKG üzerinde değişiklikler meydana gelebilir. EKG hızlı, basit, hastaya acı vermeyen ve maliyet açısından uygun olduğu için uzmanlar tarafından tedavi sürecinde hastalığın alanını daraltarak tespitine yönelik başlangıç testi olarak kullanılabilir. Ayrıca EKG periyodik kontrol sırasında gerçekleştirilerek ve önceki EKG ile karşılaştırılarak gizli veya tespit edilememiş hastalığın tespitinde kullanılabilir. EKG üzerinde değişikliğe yol açabilecek bazı hastalıklar aşağıda verilmiştir.

2.1.2.1 Aritmi

Kalbin elektriksel sisteminin her türlü bozukluğuna aritmi veya kalbin ritim-iletim bozukluğu denir. Atımlar arasındaki aralıkların kısalıp uzaması ve atım sayısının anormal ölçüde artmış (taşikardi) veya azalmış (bradikardi) olması halidir. Kalpte doğuştan olan bozukluklara bağlı olabileceği gibi sonradan gelişen hastalıklara da bağlı olabilir. Doğuştan kaynaklanan aritmilerin çoğunluğu kalbin kulakçık ve karıncık arasındaki normal iletim sistemine ilaveten aktif halde bulunan başka bir iletim yolunun bulunması sonucunda meydana gelmektedir. Hastalarda en fazla çarpıntı şikayeti oluşturular. Doğuştan olmaya aritmiler ise sonradan meydana gelen hastalıklar sonucunda oluşurlar. Bu hastalıklar arasında en çok görülenler hipertansiyon, koroner arter hastalığı ve yaşlılığa bağlı kalp ileti sisteminde görülen bozukluklardır.

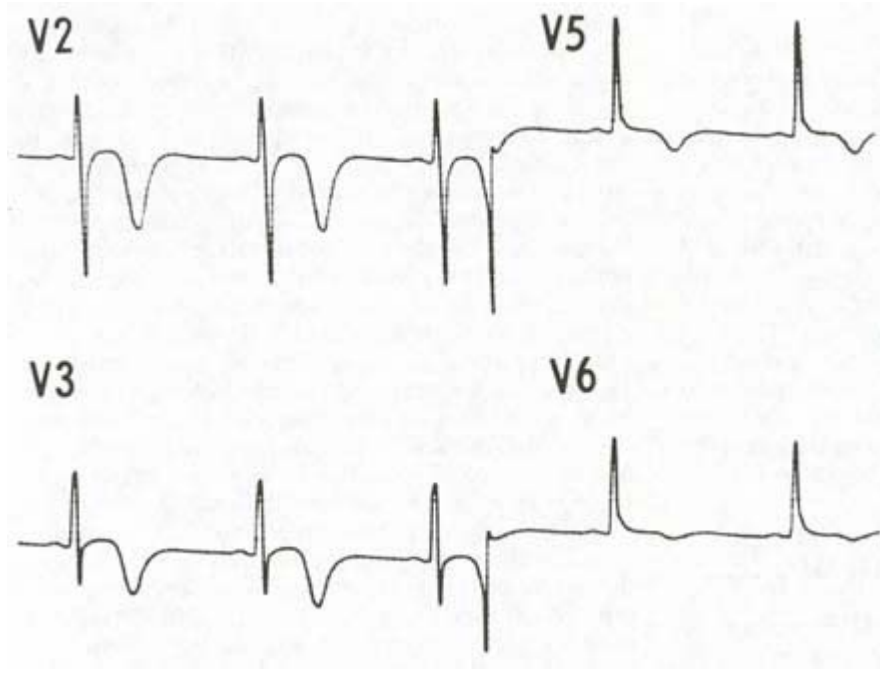
Şekil 2.6'da EKG verisinde kalp vuru oranındaki hızlı değişimler (aritmi) görülmektedir.



Şekil 2.6: Aritmi [17]

2.1.2.2 Kardiak İskemi

Vücudun bir bölgesine gelen kan akımının azalması veya tamamen kesilmesi sonucu damarın beslediği bölgenin bir süre kansız kalmasına iskemi denir. Kalp yaşamak ve görevini yapmak için ihtiyaç duyduğu kanı koroner arter adı verilen atardamar yoluyla alır. Bu damarın herhangi bir nedenle kan akışına izin vermemesi sonucu kardiak iskemi oluşur. Bu tür hastalarda anjina adı verilen özellikle kalbin oksijene ihtiyaç duyduğu anlarda ortaya çıkan ağrıya kendini gösterir. Kardiak iskemi hastalığının en yaygın sebebi koroner damar hastalığıdır. İskeminin görülebileceği diğer hastalıklar arasında aort kapakçığı hastalığı, kalp kasını kalınlaştıran hastalıklar, kılcal damar hastalıkları, koroner arter spazmi sayılabilir. Hastalarda görülen göğüs ağrısı basınç, sıkışma, göğüste rahatsızlık hissi olarak tarif edilir. Bu anjina ağrıları göğüs kemiği arkasında sıkıştırıcı veya ezici basınç olarak hissedilir. Ayrıca sert boyun, çene, omuzlar, kollar ve hatta parmaklarda da hissedilebilir. Anjina hisseden hastalarda ayrıca baş dönmesi ve aritmi görülebilir[18]. Bu hastalığın en etkin teşhis yöntemlerinden ilki EKG testidir. Kardiak iskemi, EKG üzerinde ST bölümünde 1 mm veya daha üzeri çöküntü olarak tanımlanır. Sorunlu damarların yerleri farklı olabileceği için etkilenen EKG uçları hastadan hastaya farklılık gösterebilir. Bazı durumlarda ise EKG üzerinden herhangi bir etkiside görülmeyebilir[19]. ST çöküntüsü, eğimi ve uzunluğu ile hastalığın teşhine yönelik algoritmalar üzerine çalışmalar bulunmaktadır[20]. Şekil 2.7'de kardiak iskemi hastalıklı EKG verisinde ST çöküntüleri görülmektedir.



Şekil 2.7: Kardiak İskemi EKG'si

2.2 Uykuda Apne Hastalığı

Daha önce de kısaca değinildiği gibi uyku apne hastalığı, uyku esnasında solunum duraklamalarından kaynaklanan önemli bir hastalıktır. Uyku apnesi uykuda hava akımının en az 10 saniye süreyle normal değerinin %20'sine ve daha altına düşmesi olarak tanımlanabilir. Çağımızın önemli rahatsızlıklarından biri olarak kabul edilen bu hastalık, önlem alınmadığı takdirde ölümlle sonuçlanabilmektedir. Solunum durmaları (apne) veya azalmaları (hipopne) gece içinde yüzlerce kez tekrarlayabilmekte ve bunların ancak çok az bir kısmı hasta yakınları tarafından farkedilmektedir. Bu nedenlerle ve doğuracağı sonuçlar bakımından uyku apnesi uzmanlarca sinsi ilerleyen bir hastalık olarak nitelendirilmektedir.

Düzensiz solunum bir çok insanda duruma bağlı olarak uykuya dalma, uyanma veya rüya görme sırasında görülebilir. Diğer bir taraftan uyku apneli hastalarda sık sık tekrarlanan uzun süreli solunum durmaları olmaktadır. Bu solunum duraklamaları uyku apnesinin en önemli belirtilerinden biridir. Apneli hastalarda 10 saniyeden başlayan solunum duraklamaları bir dakikadan fazla sürelerle kadar devam edebilir. Uykuları boyunca saatte 10'dan fazla tekrarlayan, 10 saniyeden bir dakikaya varan nefes durmaları ile boğulurcasına mücadele eden kişilerde uyku ve oksijen yetersizliği oluşmaktadır. Bu apneler sıklıkla oksijen desatürasyonu

dediğimiz kandaki oksijen yüzdesinin düşmesi ile seyreder. Apne indeksinin yüksekliğine bağlı olarak hipoksi gelişir. Bunların sonucu olarak hastalarda büyük sorunlara rastlanmaktadır.

Tıbben ciddi kabul edilen uyku apnesinin toplum içindeki yaygınlığı yüksektir. Uyku apnesi her ne kadar erişkinlerde, erkeklerde, horlayanlarda, menopoza girmiş bayanlarda, yaşlılarda, ve kilolularda daha sık görülmekte ise de bu hastalık çocuklarda, genç bayanlarda ve zayıf insanlarda da tesbit edilmektedir. Kısaca uyku apnesi her yaşta görülebilen bir hastalıktır. Kadınların en az %2'sinde ve erkeklerin %4'ünde görülmektedir[21]. Bu rakamlar hastalığın en az astım ve şeker hastalığı kadar yaygın olduğunu göstermektedir. Çocuklarda uyku apnesi büyük bademciğe ve geniz etine bağlı olarak gözlenebilir. Ayrıca; alkol ve sigara bağımlılarında, yanlış uyku pozisyonu, aşırı kilolularda, alt çenesi gelişim geriliği gösterenlerde, boyun yüksekliği kısa olanlarda, alerji, anti histaminik, kas gevşetici veya sakinleştirici gibi ilaç kullananlarda da uyku apnesi görülme riski yüksektir[22].

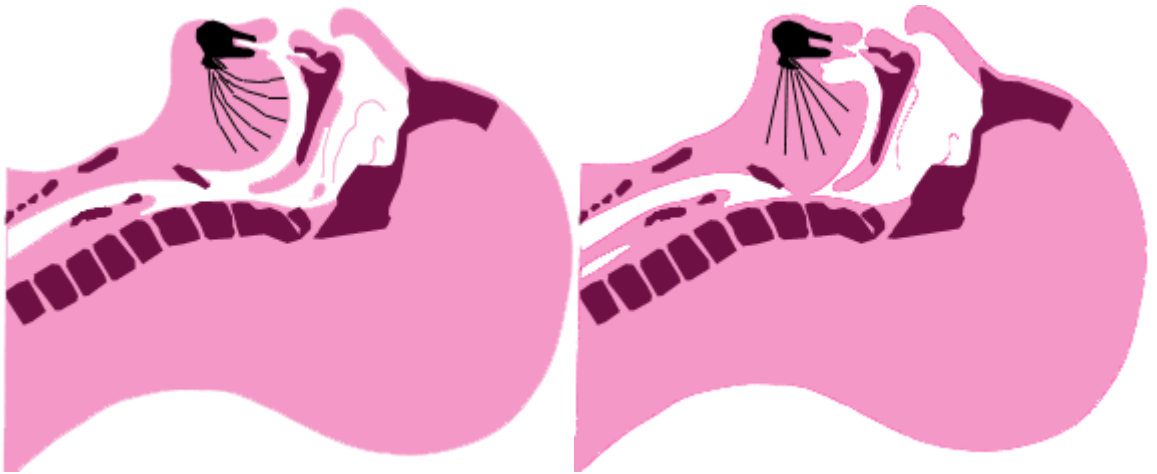
Apne hastası hastası olan kişilerde baş ağrısı, sinirlilik, çabuk yorulma, konsantrasyon bozukluğu, kişilik değişikliği, huysuzluk, genel isteksizlik olarak kendini belli eder.

2.2.1 Uykuda Apne Hastalığı Çeşitleri

Uykuda apne hastalığı sırasında meydana gelen solunum durması farklı nedenlerden dolayı gerçekleşebilmektedir. Uyku apnesi nedenleri bakımından tıkayıcı tarzda olan, merkezi yani beyindeki solunum merkezine bağlı olan ve bu ikisinin karışımı olmak üzere üç çeşittir. Araştırmalara göre yaklaşık hastaların %84'ünde tıkayıcı uyku apnesi, %1'inde merkezi uyku apnesi ve %15'inde bileşik uyku apnesi görülmektedir. Bu nedenler aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir.

- **Merkezi Uyku Apnesi:** Merkezi apne, uyku sırasında nefesin durduğu buna karşılık vücudun nefes alma çabası olmadığı durumdur. Beyin nefes almaya üzere diyaframa ve ilgili kaslara sinyal gönderememesi sonucunda oluşmaktadır. Bireyin nefes almasını önleyen fiziksel herhangi bir neden yoktur. Kanda karbondioksitin artması ve oksijenin azalması sonucunda kişi uyanır. Merkezi tipte uyku apnesi olan hastalar uyanma dönemlerini tıkayıcı uyku apnesi olan kişilere göre daha fazla hatırlarlar.

- **Tıkayıcı (Obstrüktif) Uyku Apnesi:** Tıkayıcı apne, uyku sırasında nefes alma çabasının olmasına rağmen nefes hava seviyesinin oldukça düşmesi veya tamamen kesilmesidir. Bu duruma Şekil 2.8'de olduğu gibi nefes yolunun boğazdaki kaslar tarafından havanın geçeceği alanı kapatacak şekilde gevşemesi gibi herhangi bir engel nedeniyle kapanması yol açar. Tıkayıcı tipte uyku apnesi sonucunda oluşur. Bu kaslar yumuşak damağa, küçük dile, yutağa ve dile aittir. Bu kaslar gevşediğinde nefes alma sırasında hava yolu daralır ve bir süre için solunum durur. Bunun sonucunda kandaki oksijen miktarı azalır, beyin bu azalmayı algılar ve uyku derinliğini azaltarak ya da kişiyi uyandırarak hava yolunun tekrar açılmasını sağlamaya çalışır. Uyku derinliğinin azalmasını takiben bazı kişilerde bir iki kısa nefes alma ile, bazı kişilerde ise şiddetli horlama ve yutkunma sesleri ile solunum tekrar başlatılır. Bu derecede uyku apnesi olduğunda derin uykuya geçmek hiç mümkün olmaz, kişi bütün uykusunu solunum çabası içinde geçirir ve gündüz uyuma ihtiyacı duyar. Uyku apnesi olan kişiler genellikle uykularının bölündüğünün farkında değildir ve iyi uyuduklarını zannederler[22].
- **Bileşik Uyku Apnesi:** Bileşik apne yukarıda bahsedilen merkezi ve tıkayıcı apnenin aynı anda görüldüğü durumlardır. Genellikle merkezi apneyle başlayan nefes durması tıkayıcı apneyle devam eder. Hasta saatte yaklaşık 20 ile 30 arası tıkanma yaşar[22].



Şekil 2.8: Tıkayıcı Uyku Apnesi

2.2.2 Uykuda Apne Hastalığı Tanısı

Hastaların, kesin teşhisi hastanın gece boyunca izlenmesi ile konulur. Bu amaçla, hastalar vücutlarının muhtelif yerlerine değişik algılayıcılar konarak incelenirler. Kullanılan algılayıcılar ne kadar hassas ve çok sayıda ise, uyku apne sendromunun değişik boyutları hakkında o kadar çok bilgi elde edilir. Hassas tetkiklerin yapılabilmesi için hastaların uyku laboratuvarlarında, evlerindeki şartlara mümkün olduğu kadar benzer bir ortamda, tüm gece boyunca izlenmeleri gerekmektedir.

Uyku laboratuvarlarında yapılan incelemeler sonunda, uykuda solunum durmalarının sayısı, süresi, beraberinde ortaya çıkan oksijen azalmasının düzeyi, kalp ritmindeki düzensizlikler ve uykunun bu olaylardan nasıl etkilendiği ortaya konur. Bu şekilde hastalığın şiddetinin belirlenmesi hastalığın tedavisi sırasında da yol göstericidir. Gece boyunca saatte 5 ile 15 kez solunum düzensizliği olan hastalar hafif düzeyde, 15 ile 30 arasında olanlar orta düzeyde, 30'un üzerinde solunum düzensizliği olan hastalar ise uykuda ileri düzeyde solunum problemi olan hastalar olarak değerlendirilir[23].

Uyku apnesi belirtilerini gösteren ve benzer şikayetlere neden olan değişik uyku bozukluğu hastalıkları da vardır. Bu nedenle uyku apnesinin kesin teşhisi ve şiddetinin ölçülebilmesi laboratuvarında yapılan uyku çalışması adı verilen gelişmiş bir teknikle mümkündür. Uyku laboratuvarlarında "polisomnografik tetkik" adı verilen incelemelerin yapılması gerekmektedir. Uyku sırasında bir çok parametrenin kaydedildiği "polisomnografik tetkik", beyin bölgelerinin aktiviteleri, uykunun yapısı ve uyku bozuklukları hakkında sağlıklı ve bilimsel bilgiler veren modern bir laboratuvar yöntemidir. Bu yöntemle, solunum hareketleri, uyku sırasında hastanın oksijen miktarı, kalp ritmi ve EKG kayıtları yapılarak bunların beden fonksiyonları üzerindeki etkileri incelenir. Uyku testlerinden sonra elde edilen bilgiler değerlendirilerek uyku apnesinin gerçekten tedaviye ihtiyaç gösterip göstermediğine karar verilir. Uyku apnesi tespit edilen hastalarda vakit geçirmeksizin tedaviye başlanması gerekir.

Uyku apnesinin teşhisi koyulan hastaların Kulak-Burun-Boğaz uzmanının kontrolundan geçmesi uzmanlarca tavsiye edilir. Apnenin sebebi anatomik bozukluklardan kaynaklanıyorsa cerrahi yöntemler, protez veya nadiren de olsa

ilaç tedavisi uygulanabilir. Uyku apne sendromlu hasta kronik olarak yorgun, sinirli, huysuz, isteksizdir. Gündüz aşırı uyku eğilimi vardır. Hastaların önemli yakınmalarından biride horlamadır. Hastalığın şiddetine bağlı olarak cinsel istek kaybı olabilir ve iktidarsızlık gözlenebilir.

2.2.2.1 Polisomnografi

Polisomnografi çoklu parametreleri incelemek üzere yapılan bir uyku çalışmasıdır. Uykuda fizyolojik parametrelerin kaydı 1929 yılında Berger tarafından ilk kez EEG kaydı yapması ile başlamıştır. Bu çalışmalar 1957 yılında Dement ve Kleitman'ın uyku evrelerini (REM Rapid Eye Movement) tanımlamaları, 1968 yılında Rechtschaffen ve Kales'in "*A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring Systems for Sleep Stages of Human Subjects*" adlı yayınıyla devam etmiştir[24]. Geçmiş yıllarda yapılan bu çalışmalarla uyku sırasında çoklu fizyolojik parametrelerin kaydedilerek incelenmesi olan "polisomnografi" (PSG)'nin temelleri atılmıştır.

Uyku hastalıkları tanısı bu iş için özel donanımla donatılmış, uyku laboratuvarı denilen mekanlarda konulur. Bu uyku laboratuvarlarında polisomnografi denilen cihazlarla incelenmek üzere aşağıdaki parametreler kayıt edilir[24].

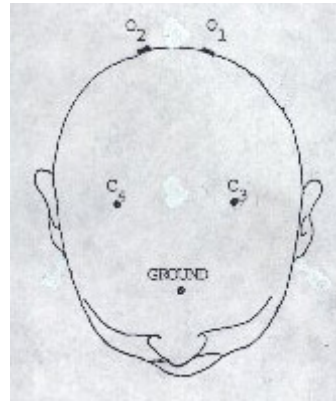
- Uyku Evreleri (EEG kanalları, göz hareketleri (EOG), çene EMG'si)
- Solunumsal Kayıtlar (Airflow, göğüs ve karın kas hareketleri, oksimetre)
- Elektrokardiogram (EKG)
- Bacak EMG

Hasta bu laboratuvarında normal uykusu sırasında yukarıda belirtilen kayıtlar yapılarak tetkik edilir. Sabah hasta uyandıktan sonra bu kayıtlar değerlendirilip ne tür bir hastalık olduğu konusunda karar verilir. Bu işlem sırasında herhangi bir ilaç, sedatif, alkol gibi uyku kalitesini etkileyecek malzemeler kullanılmaz. Hastanın olabildiğince doğal uyuması sağlanır. Hastanın rahatsızlığının türüne göre tedaviyi uyku çalışması yapılarak, hastanın tedaviden ne kadar yarar göreceği saptanır. Uyku hastalıkları tanısında polisomnografi altın kuraldır. Tanı için bazen

ambulator tarama cihazları da kullanılmaktadır. Ancak hastalığın tanısı ve tedavisinde polisomnografi olmazsa olmaz kuraldır.

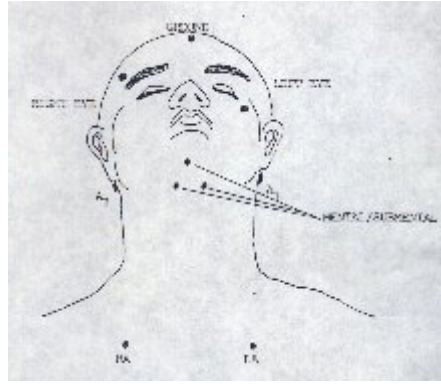
Polisomnografi testi yapılırken vücuda birçok değişik algılayıcı bağlanarak yukarıda bahsedilen kayıtlar alınmaktadır. Burada kayıt edilen parametreler aynı anda incelenerek uyku apnesi olup olmadığı uzman tarafından anlaşılmalı çalışılır. Polisomnografi cihazı tarafından kayıt alınan parametrelere ait detaylar aşağıda verilmiştir.

EEG (Electroencephalogram): 6 adet elektrot (C3, C4, A1, A2, O1 ve O2) ve toprak kafa üzerine bağlanarak beyin aktiviteleri incelenmektedir. EEG sayesinde alınan ölçümler sayesinde hastanın uyku evreleri belirlenebilmektedir[24].



Şekil 2.9: EEG Bağlantı Noktaları

EOG (Electrooculogram): Bir elektrot sol gözün dış üst noktasına diğeri sağ gözün alt noktasına bağlanır. EOG sayesinde uyku sırasında göz hareketleri kayıt edilir. Bu göz hareketleri kayıtları uyku evresinin belirlenmesine yardımcı etkindir. EOG kayıtları sayesinde hızlı göz hareketlerinin mevcudiyeti ile uyanıklık veya REM uykusunun belirlenmesi, yavaşlayan göz hareketlerinin gözlemlenmesi ile ise uyanıklıktan uykuya geçişin ilk belirtileri saptanabilir[24].



Şekil 2.10: EOG, Çene EMG, EKG Bağlantı Noktaları

EMG (Electromyogram): 3 adet elektrot çene altına (biri ortada ve önde, diğerleri arkada) 2 adet baldır kasına bağlanır. EMG ile uyku sırasındaki kas hareketleri incelenebilmektedir. Bu sayede uyanıklık, arousal (beyin uyanması) veya spastik vücut hareketleri ayırt edilebilmektedir[24].

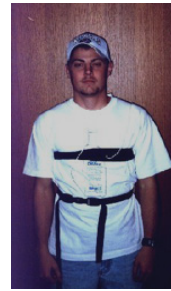
EKG (Electrokardiogram): 2 adet elektrot göğüsün sol ve sağına olmak üzere bağlanır. EKG sayesinde kalp atışı ve ritimleri kayıt edilebildiği gibi acil durumlarda teknisyene uyarılar üretebilmektedir. Ayrıca apne sendromlarının aritmilere neden olup olmadığı gözlenebilmektedir. EKG kaydı özellikle REM uykusundaki kalp ritim değişiklikleri ve uyku apnesinin eşlik ettiği patolojilerin tesbitinde önem taşır. Tıkalı apneli hastalarda EKG değişikliklerinin, prematür ventriküler atımlar, atrial aritmiler, ST-bölütü çökmeleri, myokard infarktüs bulguları olabileceği bilinmektedir. Uykuda oksijen desaturasyonu %60'ın altına indiğinde ventriküler ektopik atımların sıklığı gösterilmiştir[24].

Hava Akımı (Airflow): Bu algılayıcı içinde bulunan termistör yardımıyla buruna bağlanarak hastanın solunumuyla ilgili sinyal üretmektedir. Algılayıcı sayesinde burundan geçen havanın miktarı ölçülerek kaydedilebilmektedir. Bu kayıtların görüntülenmesi ile apne ve hipopnelerin varlığı tesbit edilir. Ağız-burun hava akımında 10 sn'den uzun süren, %50'den fazla düşüşün beraberinde oksijen saturasyonunda %3 - 4'lük düşme varsa "hipopne", ağız-burun hava akımında 10 sn'den fazla solunumun tam olarak durması "apne" teşhisi koydurur. Şekil 2.11'de hava akımı algılayıcısı görülmektedir[24].



Şekil 2.11: Hava Akımı Algılayıcısı

Solunum Hareketi: Solunum hareketi dönüştürücüsü (Şekil 2.12) göğüs veya karın bölgesine bağlanarak bu bölgelerde nefes alış-verişi sırasında oluşan genişlemeyi ve kasılmayı içinde bulunan piezo kristal sayesinde elektriksel sinyallere dönüştürmektedir. Polisomnografi uygulamasında genellikle hem karın hemde göğüs bölgesinde algılayıcı bulunmaktadır. Solunum ve airflow algılayıcısıyla birlikte apnenin oluşumu ile ilgili bilgiler vermektedir. Bantların gerilimine bağlı olarak oluşan dalgalar sayesinde tıkalı, merkezi ve karışık apne ayırımı yapılmaktadır. Apne ile birlikte solunum bantlarında da tam durma (düz çizgi) varsa “merkezi”, apneye rağmen solunum bantları aktif ise, yani göğüs ve karın hareketleri devam ediyorsa “tıkalı”, apne periyodunda solunum bantları önce santral tipte ardından da obstrüktif tipte devam ediyorsa “bileşik” apne olarak tariflenir[24].

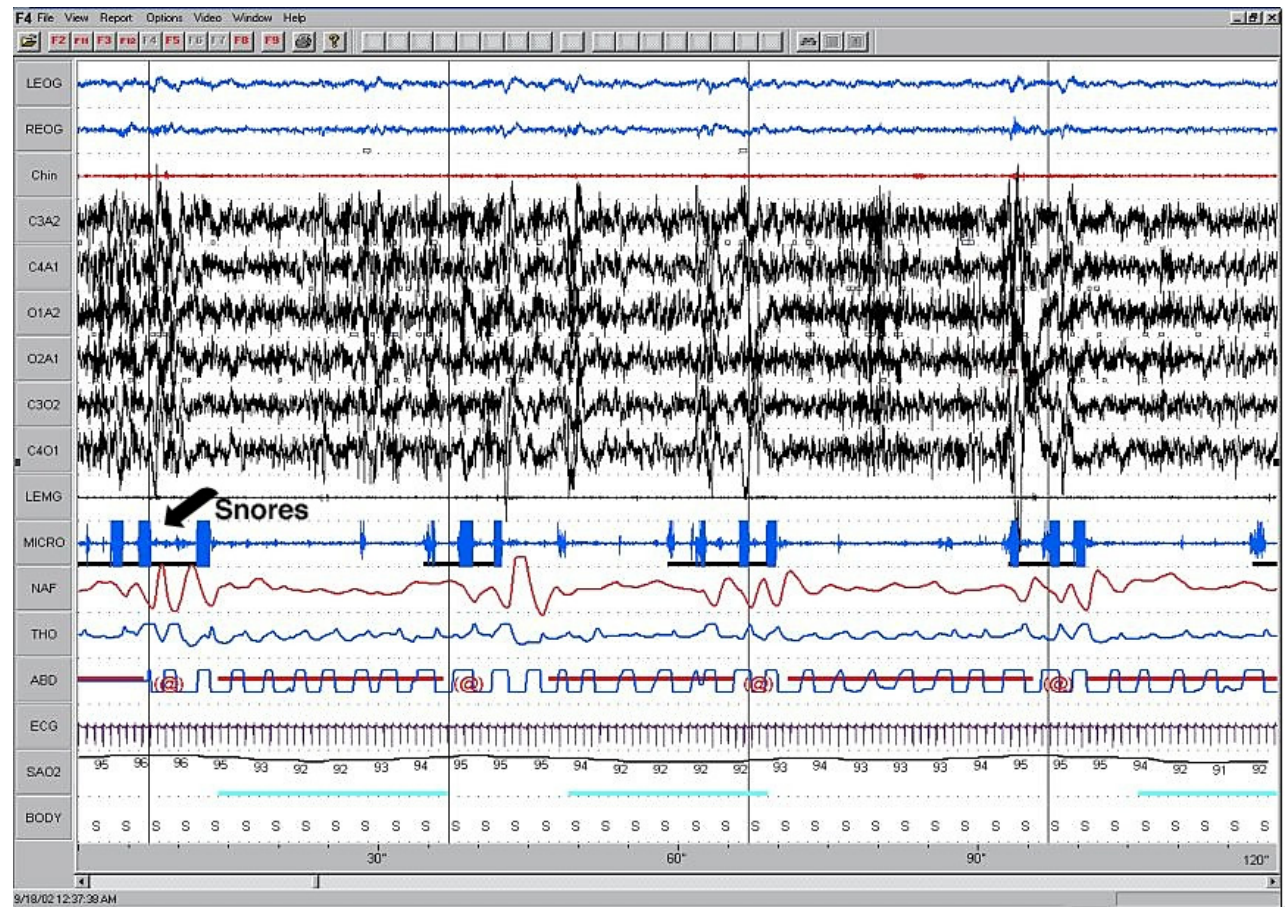


Şekil 2.12: Solunum Hareketi Algılayıcısı

Oksijen Doyumu: Bu algılayıcı sayesinde kanda bulunan oksijen seviyesi ölçülerek kayıt edilmektedir. Algılayıcı kulak veya parmak ucuna bağlanabilmektedir. Uyku sırasında apne oluştuğunda kandaki oksijen seviyesi düştüğünden hastalık oluşumu gözlemlenebilmektedir[24].

Video, Ses Kayıtı: Ses ve görüntü kaydı bazı polisomnografi merkezlerinde alınmakla birlikte, alınan diğer kayıtlar incelenirken şüpheli bölümlerin uyanıklıktan veya vücut hareketinden kaynaklanıp kaynaklanmadığı kontrolü için yararlıdır. Ses kaydı ise horlama olup olmadığı veya ani horlama kesintilerini duymak içindir.

Şekil 2.13’de polisomnografi ile alınan kayıt örneği verilmiştir. Şekil üzerinde apne sendromunun olduğu yerler görülmektedir.



Şekil 2.13: Polisomnografi Kayıt Örneği [25]

2.2.2.2 Alternatif Analiz Yöntemleri

Uyku merkezlerine gelen taleplerin artmasıyla birlikte apne hastalığının polisomnografi kullanmadan analizi üzerine çalışmalar yoğunlaşmaya başlamıştır. Evde analiz yöntemlerinin birçok hastada başarıyla gösterilmesine rağmen polisomnografinin altın standart olarak bilinmesinden dolayı tutucu yaklaşımla uyku laboratuvar testleri hala ilk seçenek olarak tercih edilmektedir. 1994 yılında Amerikan Uyku Bozuklukları Kurumu “the Standards of Practice Committee of the

American Sleep Disorders Association” polisomnografinin uyku apnesi testi için standard olarak belirlemiş ve refakatsiz taşınabilir kayıt cihazlarının polisomnografi imkanı olmayan bölgelerle, uyku laboratuvarlarında çalışılmayacak hastalar için kabul edilebilir bir alternatif olduğunu sonucuna varmıştır[26].

Polisomnografinin birçok ölçüm alması nedeniyle avantajları vardır. Apne hastalarının tüm gece boyunca uyku halinde olmadıkları bilinmektedir. Bu nedenle yapılan ölçümler sayesinde uyku laboratuvarında yapılan testler sırasında hastanın uykuda olduğu doğrulanır. Hastalığın teşhisi açısından önemli bir parametre olan Apne-Hipoapne İndeksinin (AHI) belirlenmesi, uykusuzluğa yol açan farklı nedenlerin polisomnografi tarafından teşhis edilebilmesi bu testi avantajlı yapmaktadır.

Evde yapılan uyku çalışmalarının ise hastanın evinde uyuması, farklı ortamda rahatsız uykunun olmaması, hastaların uyku zamanlarını kendileri ayarlamaları sebebiyle tercih etmeleri, laboratuvar imkanlarına kolayca ulaşamaması, analizin uyku merkezlerinde randevu beklemeden evde kolayca yapılması nedeniyle çabuk teşhis, hastane, cihaz yatırımı gibi masrafları azalttığından düşük maliyetle olması sebebiyle avantajları bulunmaktadır.

Bunların yanında evde yapılan analizlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Hastanın yanında refakatçi olmaması oluşan algılayıcı hataları giderilememektedir. 103 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada evde yapılan analizlerin %20'sinde hata varken, uyku laboratuvarında bu oran %5 görülmüştür. Limitli sayıda vücut sinyalleri kaydetmek, evde yapılan analizlerin otomatik apne değerlendirme yazılımlarının fazlaca bağımsız, farklı uzmanlar tarafından doğrulanmaması diğer dezavantajlar arasındadır.

Yukarıda verilen dezavantajlara rağmen son yıllarda, uyku apne hastalığı öneminin anlaşılmasıyla özellikle EKG sinyalinin hastalığın teşhisine yönelik çalışmalar bulunmaktadır[15, 16, 21]. Bu nedenle polisomnografiye alternatif olarak evde apne analizi yapmak üzere taşınabilir cihazların önemi artmıştır.

Uykuda apne hastalığının yalnızca EKG sinyali üzerinden sezimine yönelik literatür araştırması yapılmıştır. Bu araştırmaya göre sadece EKG verisi ile apne sezimi zaman, frekans ve EKG morfolojisine dayalı olmak üzere üç farklı biçimde yapılabilmektedir. Apne hastalığı üzerine geliştirilen algoritmalar özellikle tıkalı

apne hastalığında görülen kalp ritimlerinin periyodik değişiminin sezimini gerçekleştirmektedirler. 2000 yılında “PhysioNet Computer in Cardiology” tarafından düzenlenen EKG ile apne sezimi yarışmasına katılan algoritmaları karşılaştıran bir çalışmada bu algoritmaların 30 hastada 27/30, 30/30 oranı arasında doğrulukta hastalık teşhisi, dakika bazında %92 - %84 doğrulukta apne sezimi yapabildiği görülmüştür[21].

Bu tez çalışması ile EKG sinyali ve bunun yanında solunum hareketinin sayısal formata çevirilip flash MultiMediaCard taşınabilir bellek üzerine kayıt edilmesini sağlayan bir tasarım ve sonuç olarak bir Holter Kayıt Cihazı prototipi gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte sadece EKG sinyalinden apne hastalığı teşhis etmek üzere QRS ve sonrasında Hilbert dönüşüm yöntemiyle apne sezim algoritmaları geliştirilmiştir. Hilbert dönüşüm yöntemi bir zaman serisini anlık frekans ve genliğe dönüştürebilen analitik bir tekniktir. Bu yöntem kullanılarak EKG RR aralığı zaman serisi anlık genlik ve frekans değerleri hesaplanabilir. Elde edilen bu değerlerin ortalamaları ve zaman içindeki kararlılığı sayesinde apne hastalığı ile birlikte görülen periyodik kalp atım değişiklikleri tespit edilerek apnenin görüldüğü süre normal solunum zamanından ayırt edilebilir.

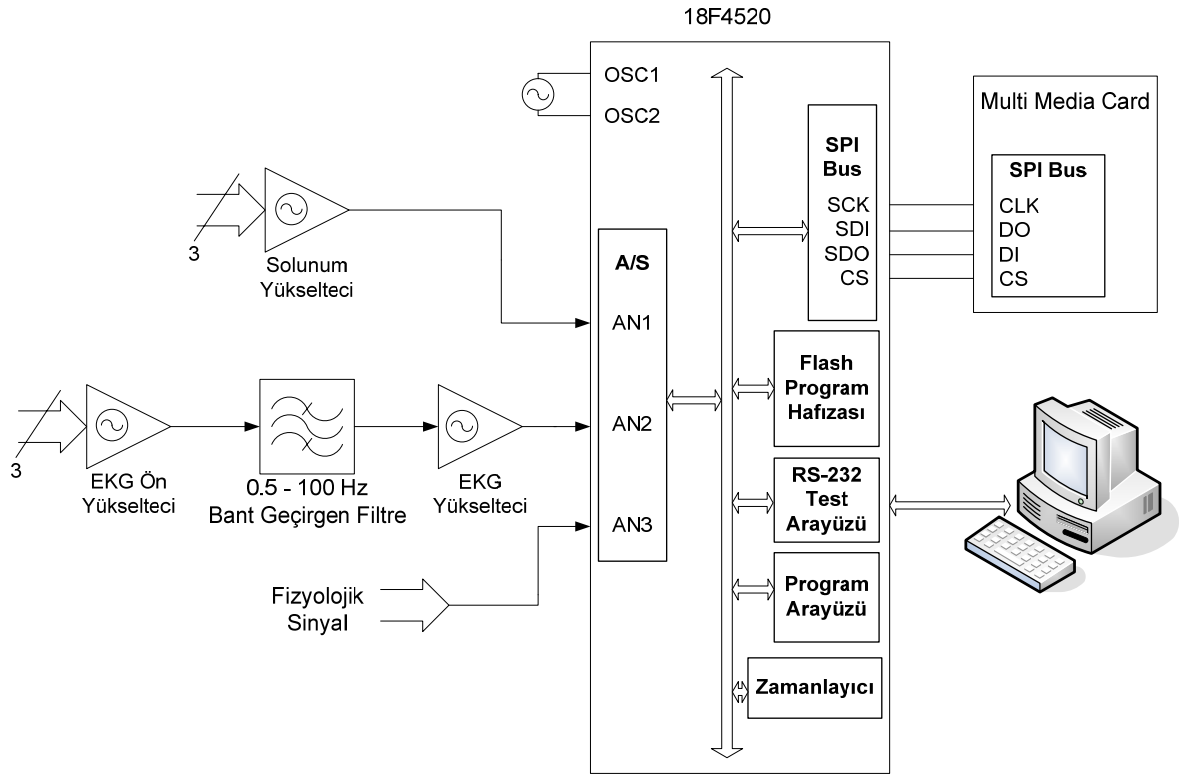
Tasarımda sayısala çevirilecek 3 adet analog giriş olarak tasarlanmıştır. Ancak çalışmada sadece 2 giriş denenmiştir. Ayrıca prototip üzerindeki kullanılan analog sayısal çeviricinin analog giriş sayısı 13’e kadar artırılabilir kapasiteye sahiptir. Bu sayede EKG ve solunum hareketinden başka ileride eklenecek farklı fizyolojik sinyallerin kayıt edilmesine de olanak sağlayacak donanım seçilmiştir.

Günümüzde yalnızca EKG sinyalinden elde edilen verilerle HRV (Heart Rate Variability) veya EKG sinyalinin dalga biçimi özelliklerinden faydalanarak uykuda apne hastalığının teşhisine yönelik çalışmalar apne seziminde belli başarı oranları elde edilebilmektedir. Böylece bu Holter cihazıyla, EKG ile birlikte kayıt edilen solunum sinyali ve bunlara ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerle birlikte apne sezim başarı oranını arttırabileceğimizi öngörmekteyiz.

Sonraki bölümlerde Holter cihaz tasarımı ile ilgili bilgiler verilmiştir.

3 ELEKTRONİK DONANIM TASARIMI

Bu bölümde Holter kayıt cihazı ve uykuda apne hastalığına yönelik gerçekleştirilen elektronik donanım ile ilgili bilgiler verilmiştir. Bu donanım sayesinde kalp ve solunum sinyalinin genliği yükseltilip süzülerek sayısallaştırılmak üzere mikrodenetleyiciye verilir. Mikrodenetleyici seçilen referans voltajlarına göre veriyi sayısallaştırarak yüksek kapasiteli flash bellek birimine SPI (Serial Peripheral Interface) üzerinden gönderir. Bu çalışmada gerçekleştirilen elektronik donanım, analog ve sayısal devre olmak üzere iki kısma ayrılmaktadır. Bu çalışma ile gerçekleştirilen cihazın blok şeması Şekil 3.1’de verilmiştir.



Şekil 3.1: Tasarım Blok Şeması

Tasarımda sayısala çevirilecek 3 adet analog giriş olarak tasarlanmıştır. Ancak çalışmada sadece 2 giriş denenmiştir. Kullanılan mikrodenetleyicinin özelliği sayesinde analog giriş sayısı 13’e çıkabilmektedir. Birinci kanalda solunum çeviricisinden gelen sinyalin genliği artırılarak mikrodenetleyiciye gelirken ikinci kanaldan EKG sinyali ön yükselteçten, bant geçirgen süzgeçten geçirilip genliği yeniden artırılarak ikinci kanala verilir. Sayısallaştırılan analog sinyaller bu analog sinyaller mikrodenetleyici kontrolünde FAT formatına uygun bir biçimde yüksek

kapasiteli flash belleğe yazılmaktadır. Ayrıca yazılımı geliştirmesi sırasında mikrodenetleyicinin dahili RS-232 seri kanal çıkışları bilgisayara bağlanarak test amaçlı veri transferi yapılmıştır.

3.1 Analog Devreler

Biyolojik işaretler, insan vücudundaki sinir sistemi, beyin, kalp ve kas gibi çeşitli organların faaliyetleri sırasında oluşurlar. Biyolojik işaretlerin temelini, hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucunda oluşan aksiyon potansiyeli oluşturur. Bu işaretlerden, elektrotlar yardımıyla algılanıp işaret işleme işlemlerinden geçirildikten sonra çeşitli hastalıklara tanı konmasında (teşhisinde) yararlanılmaktadır.

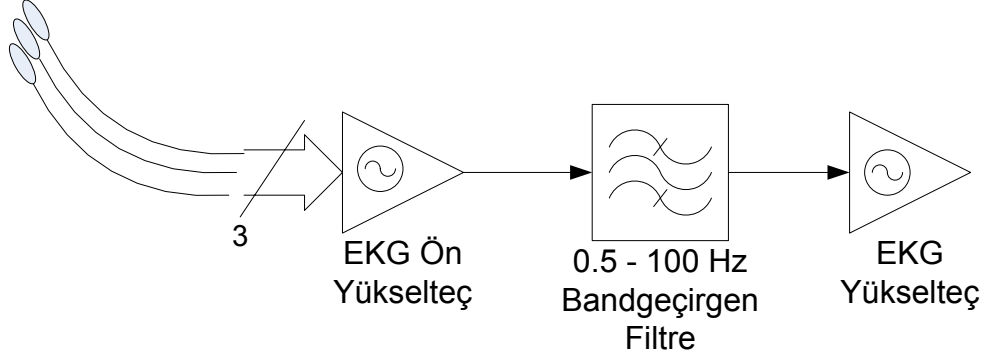
Biyolojik işaretler, vücut içindeki karmaşık biyolojik yapıdan dışarıya kolay anlaşılabilir bilgi taşımazlar. Bunun için, elektrotlar yardımıyla algılanan bu işaretlerin işlenip yorumlanmaları gerekir.

3.1.1 EKG Analog Devresi

EKG elektrotları sayesinde her kalp sırasında üretilen elektrik enerjisi algılanarak gerilim değerine dönüştürülür. Bu elektrotlar, vücut üzerinde belirli yerlere yapıştırılarak cilt yüzeyinden algılanabilen EKG sinyallerini bağlantı kabloları vasıtasıyla kuvvetlendirilmek üzere ön-yükseltece iletmek için kullanılırlar. (Şekil 2.2) Klasik bir PQRST sinyalini görüntülemek için bireyin vücuduna bağlanacak 3 adet algılayıcı yeterlidir. Genelde Holter EKG cihazlarında olduğu gibi burada kullanılacak analog devre ile tek kanal EKG verisi kaydedilebilecektir. Tüm EKG veri setini elde etmek için 12 adet algılayıcı gereklidir. Bu çalışmada sıkça kullanılan atılabilir tipte elektrotlar kullanılmıştır. Elektrotlardan ikisi elektrik enerjisini algılamak üzere sağ ve sol kol bileklerine bağlanırken üçüncüsü toprak amaçlı olarak karının alt bölgesine bağlanır. EKG sinyallerinin genlikleri 100 μ V - 4000 μ V arasındayken frekans spektrumu 0.1 Hz - 150 Hz arasındadır. EKG sinyalleri genlikleri ve frekansları düşük olduğundan çeşitli gürültülere maruz kalmaktadırlar. Bunlar güç şebekesi, elektrot teması, hareket, kas gerilmesi, solunum hareketi ve elektromanyetik gürültüler olarak sayılabilir. Bu nedenlerle bireye bağlanan elektrotun temasını artırmak için iletken jel kullanılabilir.

3.1.1.1 EKG Sinyali Dönüştürücü ve Yükselteç Devreleri

EKG analog devresi Şekil 3.2’de görüldüğü gibi elektrotlar, ön-yükselteç, bant-geçirgen süzgeç ve son yükselteç olmak üzere dört ana birimden oluşmaktadır.



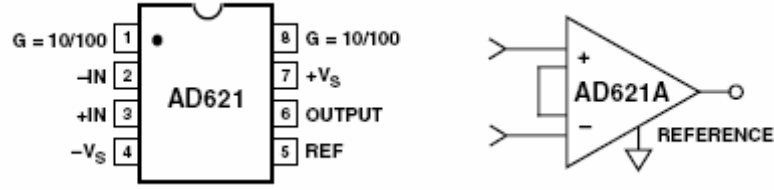
Şekil 3.2: EKG Analog Devresi

Bireyin sağ ve sol kol bileklerine, toprak alınmak üzere karın bölgesine bağlanan elektrotlardan elde edilen kalp sinyallerinin genliği ön yükselteç devreleriyle 100 kat yükseltilir. 0.5 – 100 Hz bant geçirgen süzgeçle süzülür ve son yükselteç devresinden geçirilerek mikrodenetleyici verilmek üzere hazır hale getirilir.

3.1.1.1.1 EKG Ön-Yükselteci

EKG’de kalp sinyalinin elektriksel özellikleri ve elektrodların vücuda temas etmesi dikkate alınarak kullanılacak yükseltecin seçilmesi gerekmektedir. EKG sinyallerinin ilgi duyulan bant genişlikleri standart olarak 0.05 – 40 Hz arasında olup inceleme amaçlı 300 Hz, 1 kHz’e kadar çıkabilmektedir. EKG elektrot çıkış genlikleri ise $\pm 5\text{mV}$ olabilmektedir. Çalışmada kullanılan elektrotların çıkış gerilimleri yaklaşık 1-2 mV civarındadır. Yükseltecin insan derisinin yüksek empedans özelliğinden dolayı giriş empedansının yüksek olması gerekmektedir. Ortak kip reddetme oranı (CMRR) AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) tarafından standart EKG için en az 89 dB, Holter EKG için 60 dB olarak belirlenmiştir. Ayrıca fark yükselteci kullanılarak yükseltecin gürültüye karşı performansını artırmak yararlı olacaktır.

Bu çalışmada ön-yükselteç (fark yükselteci) olarak Analog Devices firması ürünü AD621 (Şekil 3.3) kullanılmıştır.



Şekil 3.3: AD621 Op-Amp Entegresi

AD621'in özellikleri aşağıda verildiği gibidir:

Besleme Voltajı	$\pm 2.3 \text{ V} - \pm 18 \text{ V}$
Harcanan Akım	1.3 mA
Kazanç	10 - 100
Bant Genişliği	200 kHz (kazanç :10)
CMRR	110 dB
Giriş Empedansı	10 G Ω

AD621'in kazancı uygulamaya göre 10 veya 100 arasında bir değer seçilmektedir. 1 ve 8 nolu bacakları arasına direnç bağlayarak kazancı ayarlanabilmektedir. Ön-yükselteç devrenin kazancı bu bacaklar kısa devre edilmek suretiyle 100 olarak ayarlanmıştır. Ayrıca farklı kazanç değerleri için aşağıdaki formül kullanılır.

$$G = 1 + \frac{9(R_X + 6,111.111)}{(R_X + 555.555)} \quad (3.1)$$

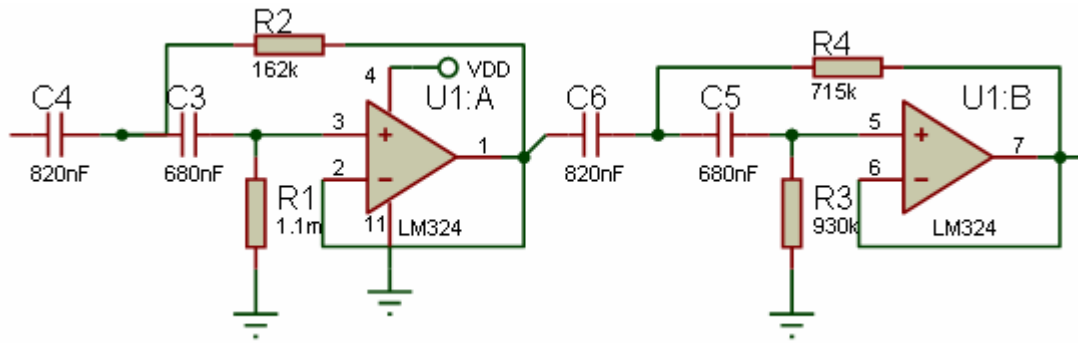
3.1.1.1.2 Bant Geçirgen Süzgeç

EKG sinyali üzerinde oluşan gürültüyü süzmek için alçak ve yüksek geçiren süzgeçten oluşmak üzere bir bant geçirgen süzgeç kullanılmıştır. Süzgecin bandı 0.05 – 100 Hz arasındadır.

3.1.1.1.2.1 Yüksek Geçirgen Süzgeç

Yüksek geçirgen süzgeç, EKG sinyali üzerinde bulunan düşük frekans bileşenli sinyalleri süzmek için kullanılmıştır. 0.5 Hz kesim frekansına sahip 4. derece "Butterworth" tipinde bir süzgeçtir. Kullanılan süzgeç ile bireyin vücuduna bağlanan elektrotların oluşturduğu taban kayması gibi gürültüler süzölmeye çalışılmıştır. Yüksek geçirgen süzgeç entegresi olarak National Semiconductor

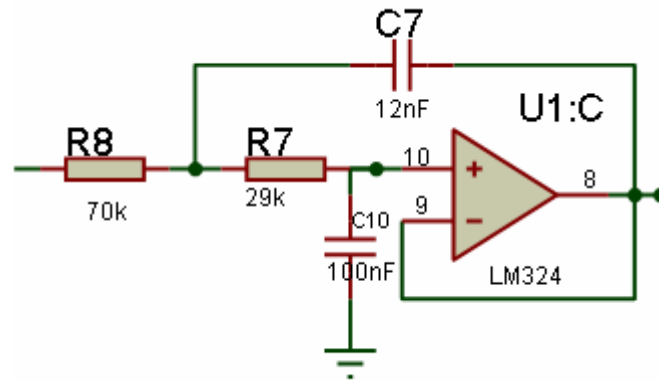
firmasının LM324 op-amp ürünü kullanılmıştır. Yüksek geçirgen süzgece ait devre şeması Şekil 3.4'de verildiği gibidir[27].



Şekil 3.4: 0.5 Hz Yüksek Süzgeç Devresi

3.1.1.1.2.2 Alçak Geçirgen Süzgeç

Alçak geçirgen süzgeç son yükselteç devresiyle EKG sinyalinin genliğini arttırmadan önce yüksek frekans bileşenli sinyalleri süzmek için kullanılmıştır. Holter EKG cihazları için kesim frekansı genellikle 50 Hz civarındadır. Ancak EKG sinyali daha detaylı hastalık tanısı amaçlı incelenmek üzere alındığında ilgi duyulan frekans bandı daha geniş olabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan alçak geçirgen süzgeç 2. derece "Butterworth" olup 100 Hz kesim frekansına sahiptir. Yüksek geçirgen süzgece ait devre şeması Şekil 3.5'de verildiği gibidir[27].



Şekil 3.5: 100 Hz Alçak Geçirgen Süzgeç Devresi

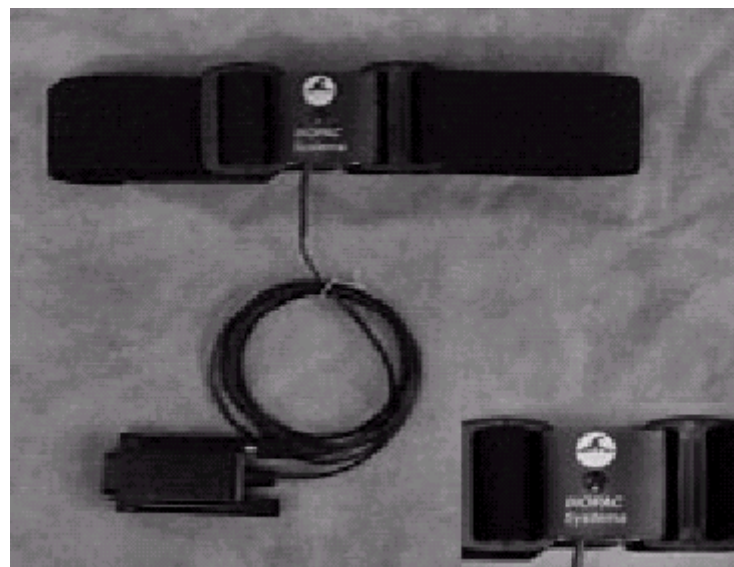
3.1.1.1.3 Son Yükselteç

Ön yükselteç ile genliği 100 kat artırılan ve bant geçirgen süzgeçten geçirilen EKG sinyalinin genliği 0.1 – 0.2 V civarındadır. Mikrodenetleyici analog sayısal çeviriciden daha hassas bir şekilde bu değerin okunabilmesi için genliğin artırılması gerekmektedir. Analog sayısal çeviricinin referans gerilimleri 0 V ve 5 V

olarak ayarlanmıştır. Dolayısıyla bu devre ile EKG sinyalinin genliği 10 kat artırılıp 2.5 V DC gerilim üzerine bindirilir. Böylelikle 2.5 V üzerinde 1 V – 2 V civarında tepe-tepe gerilimine sahip EKG sinyali mikrodenetleyici analog girişlerine verilmek üzere hazır hale getirilir. Bu devrede de kullanılan AD621 op-amp entegresinin kazancı 10 olarak seçilir ve referans voltajı olarak LM317 regülatör entegresiyle elde edilen 2.5 V DC gerilimi verilerek istenen DC üzerindeki EKG sinyali elde edilir.

3.1.2 Solunum Hareketi Analog Devresi

Solunum hareketi devresi bir piezo solunum dönüştürücüsünden gelen sinyalin genliğini arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. Piezo, bir kristal çeşidi olup mekanik bir güç uygulandığında elektriksel olarak polarize olan bir maddedir. Solunum hareketi dönüştürücüsü ise bu kristali kullanarak göğüs veya karın bölgesinde nefes alma sırasında oluşan genişleme ve daralma hareketini elektrik sinyaline çevirmektedir. Vücut etrafına sarılmış bir elastığın gerginliğinin değişmesi, bunun ucuna bağlanmış piezo bir algılayıcı üzerindeki gerginliğin gerilime dönüştürülmesiyle ölçülür. Bu dönüştürücü sayesinde bireyin nefes alıp almadığı, bu yönde çaba olup olmadığı, nefesin derinliği, nefes alıp verme hızı gibi bilgiler elde edilir. Bağlantı harekete karşı fiziksel olarak çok az karşı koyduğu için kullanım açısından son derece rahattır. Şekil 3.6'da solunum hareketi dönüştürücüsü görülmektedir.



Şekil 3.6: Piezo Solunum Hareketi Dönüştürücüsü

Solunum hareketi dönüştürücüsü göğüs çevresine bağlanarak kullanılmaktadır. Dönüştürücünün elastik kemeri sayesinde farklı göğüs çevresi boyutlarına uyabilmektedir. Bu çalışma kapsamında bir dönüştürücü kullanılmasına karşın göğüs ve karın çevresi olmak üzere 2 farklı dönüştürücü kullanılabilmektedir. Böylece uyku sırasında yapılan vücut hareketleri sonucu oluşabilecek dönüştürücü bağlantı kaymalarını diğer bir dönüştürücüden takip etmek suretiyle okuma hataları azaltılmaktadır. Göğüste görülen genişlemenin en fazla olduğu yer bakımından Şekil 2.12'deki gibi koltuk altına yerleştirilen dönüştürücünün elastik kayışı nefes verme anında az bir gerilme olacak şekilde bağlanmaktadır.

Solunum hareket dönüştürücüsü olarak Biopac marka piezo dönüştürücü kullanılmıştır. Kullanılan bu dönüştürücünün teknik özellikleri aşağıda verilmiştir.

Frekans Tepkisi	DC
Uzunluk	9 – 130 cm
Boyut	95mm (uzunluk) x 47mm (en) x 15mm (kalınlık)
Ağırlık	9 g
Çıkış Direnci	50-150 kΩ
Kablo Uzunluğu	2 m
Konnektör	9 pin DIN

Tablo 3.1: Biopac Solunum Dönüştürücüsü Özellikleri

Solunum dönüştürücüsünden elde edilen elektriksel sinyalin mikrodenetleyici analog sayısal çeviricisinden algılanabilmesi amacıyla sinyal genliğinin artırılması gerekmektedir. Analog sayısal çeviricinin referans gerilimleri 0 V ve 5 V olarak ayarlanmıştır. Bu nedenle dönüştürücü çıkışında yaklaşık 1 mV – 10 mV tepe-tepe gerilimine sahip olabilen sinyalin genliği 100 kat artırılıp 2.5 V DC gerilim üzerine bindirilir. Böylelikle mikrodenetleyicinin algılaması için orta değer olan 2.5 V üzerinde olan solunum sinyali analog sayısal çevirici girişlere verilmek üzere hazır hale getirilir. Bu devrede de kullanılan AD621 op-amp entegresinin kazancı 100 olarak seçilir ve referans voltaj bacağına LM317 regülatör entegresiyle elde edilen 2.5 V DC gerilimi verilerek istenen DC üzerindeki solunum sinyali elde edilir.

3.2 Sayısal Devreler

Sayısal devreler, EKG ve solunum analog sinyallerini sayısala çevirme ve FAT (File Allocation Table) dosya sistemine yönelik verinin oluşturulmasını sağlayan

mikrodenetleyici, SPI seri iletişim arayüzü, flash bellek MMC birimlerinden oluşmaktadır. Sayısal devre, genliği yükseltilmiş ve süzölmüş analog sinyalleri mikrodenetleyici dahili analog sayısal çevirici sayesinde sayısal çevirme, yine dahili SPI seri kanalı üzerinden bu veriyi FAT tablolarını flash belleğe aktarma işlevlerini yerine getirmek üzere tasarlanmıştır.

Sayısal devrede 3 analog giriş kanalı mevcut ve her kanal 8-bit örnekleme duyarlığında ve her kanalı 1000 Hz örnekleme sıklığında sayısallaştırma yapabilmektedir. Ayrıca seçilen mikrodenetleyici sayesinde örnekleme çözünürlüğü 10-bit, analog giriş kanalı sayısı 13'e kadar artırılabilme kapasitesine sahiptir.

3.2.1 18F4520 Mikrodenetleyicisi

Mikrodenetleyiciler, kısıtlı miktarda olmakla birlikte, yeterince hafıza birimlerine ve giriş – çıkış uçlarına sahip olmaları sayesinde tek başlarına çalışabildikleri gibi, donanımı oluşturan diğer elektronik devrelerle irtibat kurabilir, uygulamanın gerektirdiği fonksiyonları gerçekleştirebilirler. Üzerlerinde entegre devreler barındırmaları sayesinde algılayıcılardan her türlü verinin toplanması ve işlenmesinde kullanılabilirler. Ufak ve düşük maliyetli olmaları gömülü uygulamalarda tercih edilmelerini sağlamaktadır.

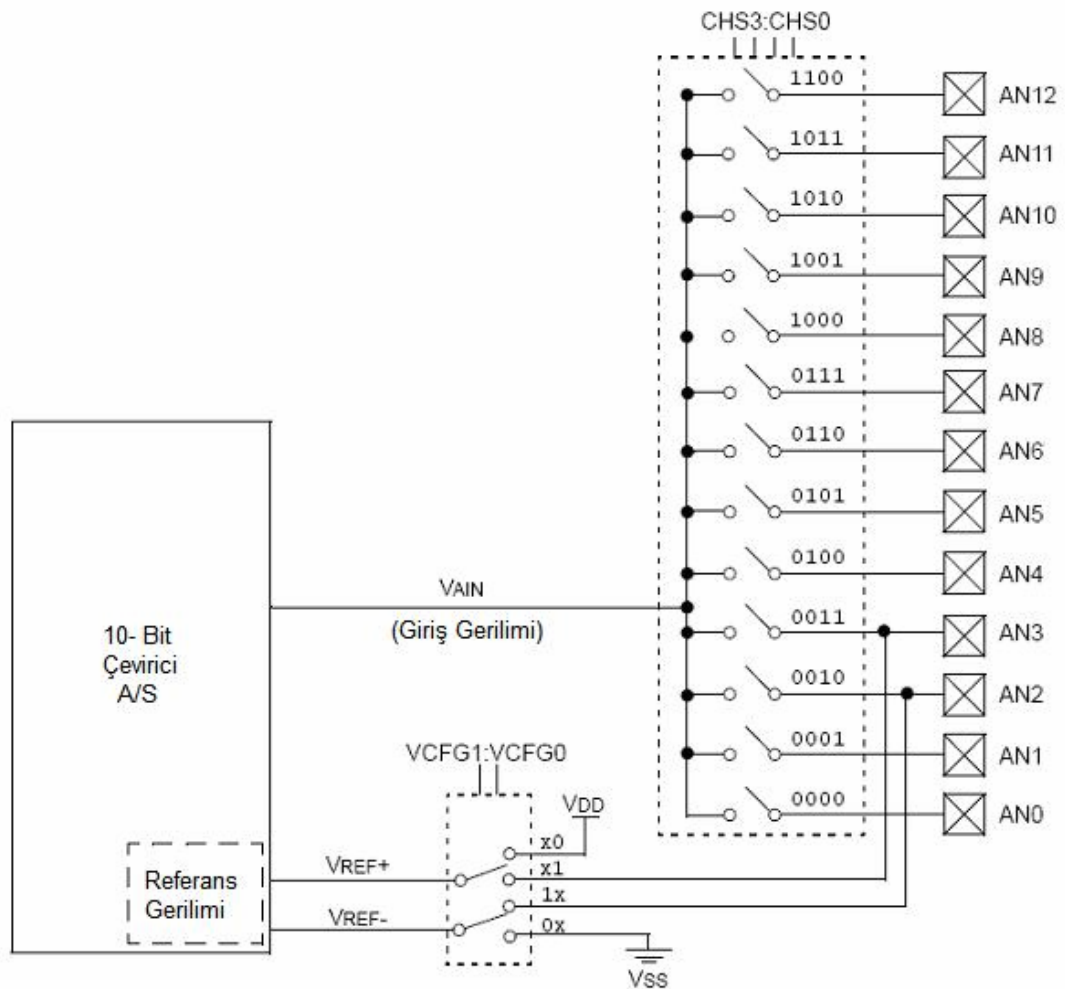
Yukarıda bahsedilen işlevleri yerine getirmek üzere bu çalışmada Microchip firması ürünü 8-bitlik bir mikrodenetleyici olan PIC18F4520 kullanılmıştır. 44 bacadan oluşan bu devrenin 36 adet'i giriş çıkış yapmak üzere kullanılabilir. Bunlar 13 adet analog giriş olarak ayarlanabilmektedir. Söz konusu tümleşik devre üzerinde program (kod) belleği olarak kullanılabilen 32768 bayt flash hafıza, veri belleği olarak kullanılabilen 1536 bayt rasgele erişimli hafıza (RAM) ve 256 bayt EEPROM bulunmaktadır. Burada bahsedilen flash program hafızası sayesinde kullanıcı tarafından hazırlanan programlar ihtiyaca göre güncellenebilmektedir. Rasgele erişimli hafıza ise program işleyişi sırasında ihtiyaç duyulmaktadır. PIC18F4520, 75 adet komutu bulunan bir merkezi işlem birimi içermektedir.

40 MHz saat hızına kadar çalışabilir ve SPI (Serial Peripheral Interface), I²C (Inter-Integrated Circuit), RS232, RS485 gibi haberleşme protokollerini destekler. 2.0 V - 5.5 V aralığında besleme gerilimiyle çalışan mikrodenetleyicini güç tüketimi 40 MHz'lik kristal kullanıldığında 5 V besleme geriliminde yaklaşık 30 mA'dir. Bekleme

durumunda tüketilen akım ise tipik olarak 2 μ A civarındadır. Komut işleme süresi 40 MHz kristal ile en az 100 ns'dir. Mikrodenetleyici içinde 3 adet 16 bit zamanlayıcı/sayıcı, 1 adet 8 bit zamanlayıcı/sayıcı bulunmaktadır. 31 kHz – 8 MHz arasında seçilebilen dahili osilatörler sayesinde 31 kHz – 32 MHz arasında çalışma hızı kristal kullanılmadan elde edilebilir. Dahili flash program belleği 100.000 kez yazılabilme özelliğine sahiptir. 18F4520 mikrodenetleyicisine ait blok şema Ek 1'de verilmiştir.

3.2.2 18F4520 Analog Sayısal Çevirici Arayüzü

18F4520 mikrodenetleyicisinin Şekil 3.7'de gösterildiği gibi 13 adet analog sayısal çevirici girişi vardır. Analog referans voltajı entegrenin beslemesi veya harici voltajlar olarak yazılımla seçilebilir. Aşağıda belirtilen girişler ayrı ayrı analog veya sayısal tanımlanarak kullanılabilir.



Şekil 3.7: 18F4520 Analog Sayısal Çevirici Blok Şeması [28]

Analogdan sayısal çevirim yapılırken öncelikle çevirim yapılmak istenen giriş seçilerek başlatılır. Çevirim tamamlandığında elde edilen sonuç ADRESH ve ADRESL yazmaçlarına yazılarak GO/DONE biti 0 değerine getirilir. 18F4520 ile analog sayısal çevirim aşağıdaki şekilde yapılmalıdır.

1. Analog sayısal module konfigüre edilmesi:

ADCON1 ile analog girişleri ve voltaj referansları ayarlanır,

ADCON0 ile analog girişin hangisi olduğu seçilir,

ADCON2 ile edinme (acquisition) zamanı ayarlanır,

ADCON2 ile çevirme saati seçilir,

ADCON0 ile A/S module açılır.

2. Gerekliyse edinme zamanı kadar beklenir

3. Çevirime başlanır:

GO/DONE biti 1 yapılır,

GO/DONE biti 0 olana kadar beklenir,

Sonuç (ADRESH:ADRESL) yazmaçlarından okunur.

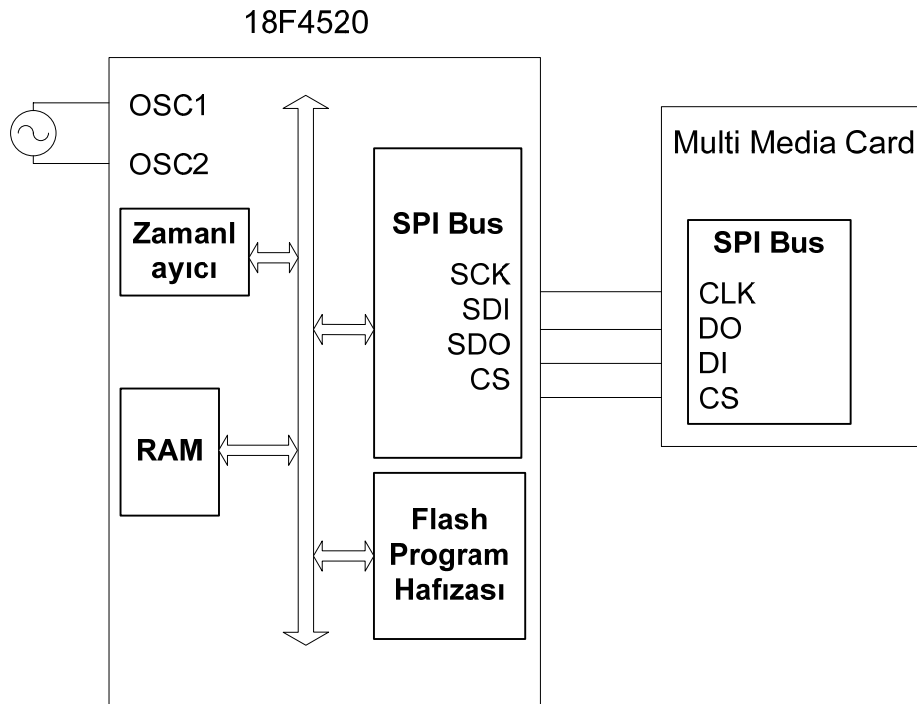
3.2.3 18F4520 – MMC SPI Seri Veri İletişim Arayüzü

18F4520 içinde dahili olarak çeşitli haberleşme protokolleri ve bunların arayüzleri tanımlanmıştır. Bu haberleşme arayüzleri asenkron ve senkron olarak Tablo 3.2’de verilen modüller ile ilgili protokolleri desteklemektedir[28].

USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter Module)	MSSP (Master Synchronous Serial Port)
RS-485	SPI (Synchronous Peripheral Interface)
RS-232	I ² C (Inter-Integrated Circuit)
LIN 1.2	

Tablo 3.2: 18F4520 Haberleşme Arayüzleri

Mikrodenetleyici üzerinde tümleşik olarak bulunan bu arayüzler sayesinde EEPROM, göstergeler, analog sayısal çeviriciler gibi diğer çevre birimleriyle veya başka mikrodenetleyicilerle iletişim kurmak için kullanılır. Bu uygulamada MMC sayısal belleklerin SPI seri veri iletimi için desteklemesi bakımından MSSP modulünün ilgili protokolü tercih edilmiştir. Ek 1’de blok şeması verilen 18F4520 SPI kipi Şekil 3.8’de gösterilen 3 telli bağlantı sayesinde 8 bit verinin eşzamanlı olarak seri olarak alınmasını ve gönderilmesini sağlar.



Şekil 3.8: 18F4520 – MMC SPI Bağlantıları

Seri haberleşmesinde 18F4520 mikrodenetleyicisinin 18, 23 ve 24 numaralı bacakları sırasıyla Seri Saat (Serial Clock, SCK), Seri Veri Giriş (Serial Data In, SDI), Seri Veri Çıkış (Serial Data Out, SDO) olarak MMC birimine bağlanır. Ayrıca istemci (slave) seçme bacağı herhangi bir sayısal mikrodenetleyici sayısal çıkışına bağlanarak MMC kullanılmak istendiğinde aktif duruma getirilir. MMC sayısal flash bellek 3.3 V besleme gerilimiyle çalışmaktadır. LM317 regülator entegresi ile besleme gerilimi 3.3 V değerine ayarlanarak MMC birimine verilir. Ayrıca bu birimin veri hat gerilimi de besleme geriliminden dolayı aynı gerilim değerine sahip olmalıdır. Aksi durumunda bu yüksek seviyedeki gerilim MMC’nin bozulmasına neden olabilmektedir. Bu amaçla veri hatlarındaki gerilim, gerilim bölücü dirençler sayesinde seviyesi 3.3 V olacak şekilde ayarlanır.

Yapılan çalışmada Flash bellek MMC istemci, mikrodenetleyici ise sunucu olarak çalışır. Bu durumda mikrodenetleyici haberleşme yapmak için gerekli saati üretir. MMC ise mikrodenetleyiciye veri göndermek istediğinde bundan gelecek saat bilgisini beklemek zorundadır. MMC ile haberleşme yapılmak üzere SPI kipi ayarlanırken bazı ayarlar belli mikrodenetleyici yazmaçlarına (SSPCON1<5:0> ve SSPSTAT<7:6>) yazmak suretiyle yapılır. Bu kontrol bitleri aşağıdakilerin tanımlanmasını sağlar:

- Sunucu (master) kipi, (SCK saat çıkışıdır)
- İstemci kipi, (SCK saat girişidir)
- Saat polaritesi, (SCK'nın aktif olmadığı durum)
- Veri giriş örnekleme fazı, (Orta yada veri çıkış süresi sonu)
- Veri çıkışı düşen/yükselen saat kenarı,
- Saat hızı, (yalnızca sunucu kipinde)
- İstemci seçme kipi, (yalnızca istemci kipinde)

Yazılan SPI arayüzü sayesinde MMC kart ile haberleşme sağlanmaktadır. Bu haberleşmenin sağlanabilmesi için yazmaçlara aşağıdaki değerler yüklenmiştir.

SSPSTAT:

SMP: SPI Sunucu kipi ve orta noktadan veri örneklemesi,

CKE: Gönderme başlama zamanı Idle'dan aktif saate geçerken,

SSPCON1:

CKP: Saat polaritesi Idle durum yüksek seviye,

SSPM: SPI Sunucu kipi, saat=Fosc/4,

SSPEN: Seri portu başlat.

Bu çalışmada 40 MHz'lik kristal kullanıldığından MMC ile haberleşme 10 MHz'lik saat ile sağlanmaktadır.

3.2.4 Yüksek Kapasiteli Flash Bellek (MMC)

Teknolojinin hızla ilerlemesiyle birlikte sayısal kameralar, MP3 çalarlar, PDA'ler, cep telefonları, dizüstü bilgisayarlar gibi birimler ve bu birimlerin ihtiyaç duyduğu sayısal kayıt birimlerinde de gelişmeler yaşanmıştır. Yüksek kapasiteli flash belleklerin geliştirmesinde taşınabilirlik, küçük boyutlar, yüksek performans ve düşük fiyat önemli rol oynamaktadır. Günümüzde flash belleklerin tasarımında

birçok firma çalışmış ve farklı ürünler ortaya çıkarılmıştır. Bunların başlıcaları aşağıdaki gibidir:

- CompactFlash
- SD (Secure Digital)
- MultimediaCard
- Memory Stick
- Smart Media

Bunlardan en aygın olarak kullanılanlar SD ve MMC kartlardır. Bu kartlarda farklı çeşitlerde bulunabilmektedir.

MMC (Multi Media Card)	SD (Secure Digital)
MMC	SD
RS-MMC (Reduced Size)	SDIO
Secure MMC	Mini SD
MMC Plus	Micro SD

Tablo 3.3: MMC ve SD Çeşitleri

Bu birimler mekanik boyutlar, pin sayıları, veri iletişim hızı ve methodu bakımından farklılıklar göstermektedir. MMC ve SD arasındaki temel fark MMC açık bir standart sayesinde geliştirilirken SD kartların standartları patent haklarına tabidir. MMC kartlar, MMCA (Multimediocard Association) tarafından organize edilen her üreticinin uyması gereken donanım ve yazılım özelliklerinin açık bir standartla belirlendiği bir üründür. Dolayısıyla, belirli bir firma ürünü MMC kart kullanan bir cihaz, diğer bir firma ürünü kartı ile uyum problemleri yaşamadan kullanabilir. SD kartlar veri güvenli kartlardır. MMC veri güvenliği olmayan bir yapısı olmakla birlikte, bu kabiliyete sahip “Secure MMC” isimli kart sonradan geliştirilmiştir.

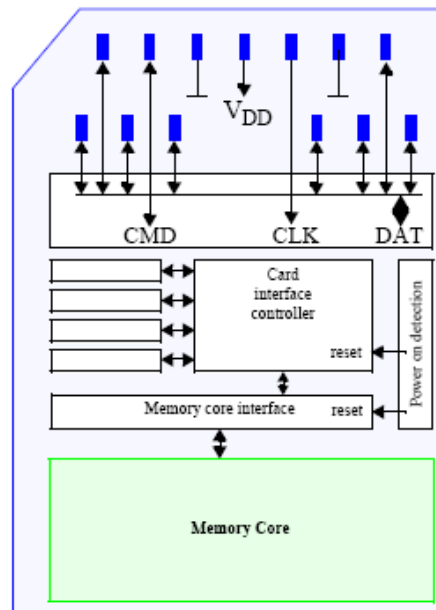
Bu çalışmada daha açık standartlara sahip olması bakımından MMC (Şekil 3.9) kullanılmıştır. MMC standardı 1997 yılında SanDisk tarafından geliştirilmiştir. Bu birimlerin kayıt ortamları flash belleklerden oluşmaktadır. 24 mm x 32 mm x 1.4 mm ölçülerine sahip olan bu kartların 7 adet bacağı bulunmaktadır. Ancak bu özellikler MMC tiplerine göre farklılık gösterebilmektedir. Son dönemde 4 GB

kapasiteye sahip ve 416 Mbit/s veri iletişim hızına sahip MMC kartlar bulunabilmektedir[29].



Şekil 3.9: MultiMediaCard

MMC, Şekil 3.10'da gösterildiği gibi içinde bulunan flash belleklerden ve bu birimleri yöneten mikrodeneleyiciden oluşmaktadır. Dahili belleklere yazma okuma işlemi mikrodeneleyici sayesinde olmaktadır. MMC ile Multimediacard haberleşme kipi ve SPI kipi olmak üzere iki farklı tip protokolle haberleşilebilmektedir. SPI kipi Multimediacard kipi'nin basitleştirilmiş halidir. Multimediacard kipi ile 1, 4, 8 bit haberleşme yapılabilir[30]. Bu çalışmada 18F4520 mikrodeneleyicisinin SPI kipi'ni desteklemesi nedeniyle kullanım kolaylığı sağladığından bu haberleşme kipi kullanılmıştır.



Şekil 3.10: MultiMediaCard Donanım Mimarisi [29]

4 DONANIM YAZILIMI GELİŞTİRME

Bu çalışmada gerçekleştirilen donanım yazılımı 3 temel işlevi yerine getirmektedir. Bunlardan mikrodenetleyici üzerine yazılan donanım yazılımı sayesinde analog EKG ve solunum sinyalleri sayısala çevirilerek SPI üzerinden MMC kartına aktarılır. Aktarılan bu bilgi kart okuyucuları ve bilgisayar işletim sistemleri tarafından kolayca okunabilmesi amacıyla FAT (File Allocation Table) sistemine uygun bir şekilde kaydedilmektedir.

Gerçekleştirilen mikrodenetleyici yazılımı aşağıdaki işlevleri yerine getiren 3 bölüme ayrılabilir.

- Analog Sayısal Çevirim,
- SPI arayüzü ile MMC'ye kaydedilmesi,
- FAT (File Allocation Table) dosya sistemine uyumlu bir dosya yapısı gerçekleştirilmesi,

Mikrodenetleyici üzerinde çalışmak üzere geliştirilen donanım yazılımı PIC-C yazılımı aracılığıyla ve C programlama dili kullanılarak yazılmıştır. Derlenen programlar seri bir PIC programlayıcı tarafından 18F4520 mikrodenetleyici program flash belleğine yazılmıştır. Ayrıca program geliştirilmesi sırasında mikrodenetleyici ile bilgisayar arasında asenkron port üzerinde veri iletişimi sağlanarak hata bulma işlemleri gerçekleştirilmiştir.

Analog sayısal çevirici algoritma, analog giriş sinyallerinin gerçek zamanlı olarak yüksek çözünürlükte sayısallaştırılması ve bu sayısal verilerin mikrodenetleyici üzerinde bulunan geçici hafıza üzerine kaydedilmesi işlemlerini gerçekleştirmektedir.

MMC haberleşme arayüz algoritması, donanım birimlerinin ilk düzenleşi (yapılanış) ayarlarını yaparak kullanıma hazırlama ve MMC üzerine SPI veriyolu üzerinden veri yazma ve silme işlemlerini gerçekleştirmektedir.

FAT dosya sistemi algoritması, flash kart bellek üzerine kaydedilen verilerin FAT dosya sistemi ile kayıt edilmesini sağlamaktadır. Sayısallaştırılan veriler FAT sistemine uygun şekilde ilgili adrese kayıt edilip, kullanıcı tarafından EKG ve

solunum kayıtları durdurulduğunda bu yazılım modülü ilgili FAT dosya sistemine ait verileri oluşturarak flash kart bellek üzerine kayıt edilmesini sağlamaktadır. Günümüzde FAT dosya sistemi çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Burada gerçekleştirilen yazılım sayesinde flash bellek üzerine kaydedilen veriler düşük maliyetli okuyucular veya artık bilgisayarlarda standart olarak bulunan arayüzden kolayca ulaşılması sağlanmıştır. Böylece ayrıca büyük donanımlara gerek olmadan düşük maliyete esnek bir yapıda veri kaydı sağlanmış olur. Bu çalışmada gerçekleştirildiği gibi analogdan sayısala çevirilen sinyaller bilgisayara aktarılarak, mevcut birçok uygulama yazılımı ve gelişmiş sinyal işleme teknikleri kullanılarak ayrıntılı analizleri gerçekleştirilebilir.

Mikrodenetleyici donanım yazılımları analog sayısal çevirim, SPI yolu ile flash kart bellek üzerine kayıt ve FAT dosya sistemi uyumlama işlevlerini yerine getirmek üzere gerçekleştirilen yazılımlardır.

4.1 Analog Sayısal Çevirim Algoritması

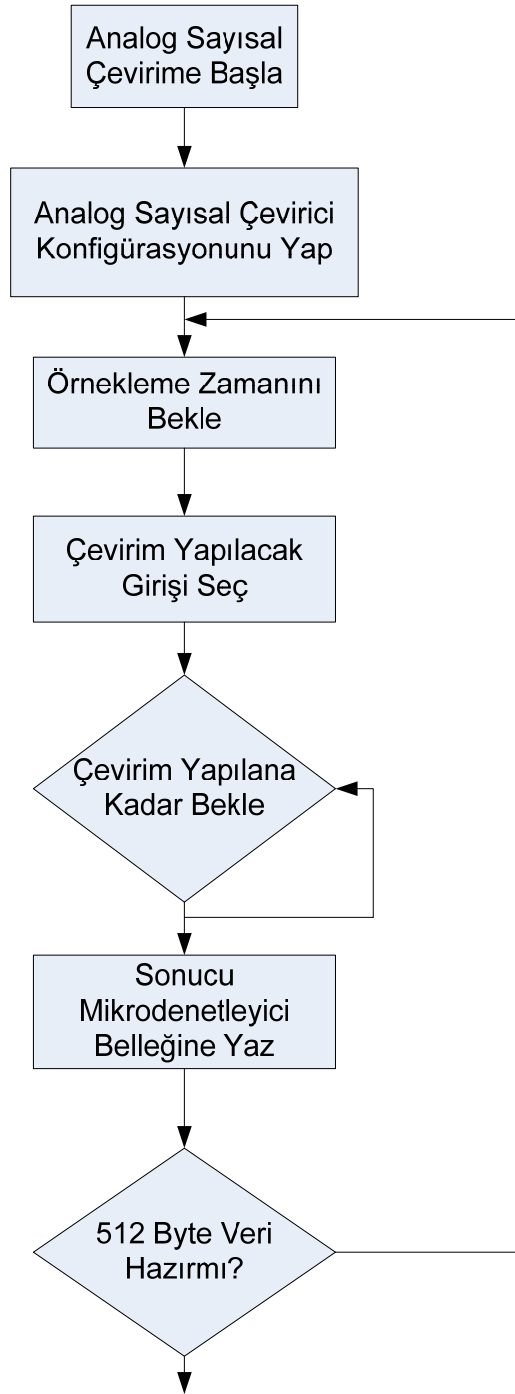
Analogdan sayısala çeviricinin hazırlanması ve analog giriş sinyallerinin, birime mikroişlemci denetiminde verilecek çevrim komutlarıyla örnekleme zamanı geldiğinde sayısallaştırılması için geliştirilen yazılım modülüdür.

Analog sayısal çevirici yazılımı donanım yazılımının bir parçasıdır. Mikrodenetleyici içinde bulunan analog sayısal çevirici, yazılımla gönderilen komutlar sayesinde süzölmüş ve genliği yükseltilmiş sinyal ölçülerek 8-bit sayısal veriye çevrilir. Sayısal çevirim çözünürlüğü 10-bit'e kadar artırılabilir. Sayısal çevirim için harici 5 V (besleme) kullanılmaktadır. Yazılım AN0 ve AN1 girişlerinden verilecek 2 adet analog sinyali sayısala çevirmektedir. 18F4520 mikrodenetleyicisi 13 analog girişe kadar sayısala çevirme kapasitesine sahiptir. Analog girişlerin örnekleme sıklığı 1 ksps olarak ayarlanmıştır. Mikrodenetleyici içinde bulunan 4 zamanlayıcıdan biri 1 kHz örnekleme zamanını ayarlamak üzere kullanılmaktadır. Sayısal çevirim işlemi her bir giriş için ayrı ayrı yapılmaktadır. Örnekleme zamanı geldiğinde mikrodenetleyici konfigürasyonu yazılım sayesinde ayarlanarak, analog giriş analog sayısal çeviriciye bağlanır. İlgili analog girişin değeri dahili kapasitör sayesinde ölçülerek ADRESH ve ADRESL yazmaçlarına aktarılır. Yazılan bu değer SPI üzerinden flash bellek üzerine yazılmak üzere mikrodenetleyici geçici

hafızası üzerine kayıt edilir. Çevirim işlemine bir sonraki sıradaki analog girişle devam edilir. Yazılım içinde kullanılan konfigürasyon yazmaçları ve kullanılan değerler aşağıdaki gibidir.

- ADCON1 ile analog girişleri ve voltaj referansları ayarlanır. Voltaj referansı harici 5 V olarak seçilmiştir.
- ADCON0 ile analog girişin hangisi olduğu seçilir. Bu yazmaçla o an sayısala çevirmek istenen analog giriş seçimi yapılır.
- ADCON2 ile edinme (acquisition) zamanı ayarlanır. Edinme zamanı $20 \times T_{AD}$ olarak ayarlanmıştır. Ayarlanan bu zaman süresince analog sayısal çevirici giriş sinyalinden örnekleme almaktadır.
- ADCON2 ile çevirme saati (T_{AD}) seçilir. Mikrodenetleyici çalışma hızı 40 MHz analog sayısal çevirme saati ise $64 \times T_{OSC}$ seçilmiştir.

Analogdan sayısala çevrim algoritması akış çizelgesi Şekil 4.1’de verilmiştir.



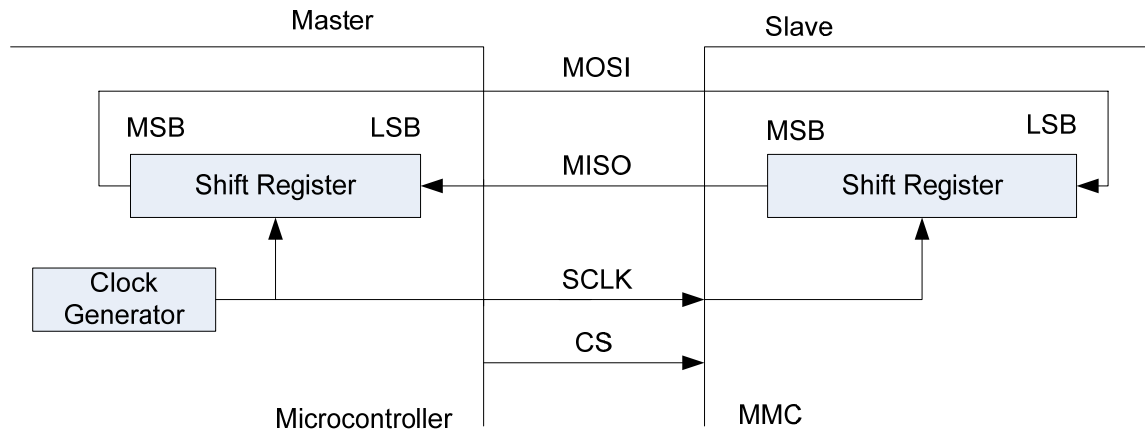
Şekil 4.1: Analog Sayısal Çevirim Akış Çizelgesi

4.2 Mikrodenetleyici - MMC SPI Haberleşme Algoritması

Mikrodenetleyici tarafından analogdan sayısalı çevrilen veri SPI (Synchronous Peripheral Interface) veri yolu ile burada geliştirilen algoritma sayesinde MMC kart üzerine kaydedilir. SPI kipi MMC kartlarda bulunan ikincil bir kiptir. SPI haberleşme birimi hem mikrodenetleyici üzerinde hemde MMC üzerinde gömülü olarak bulunmaktadır. SPI protokolü ile veri haberleşmesi tam çift yönlüdür. Sonucu

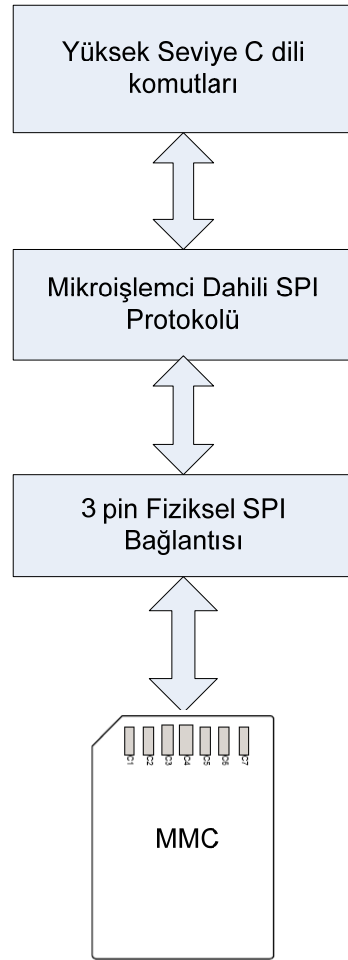
olan mikrodnetleyici tarafından MMC'nin seçilmesi, saat sinyali üretilmesinin ardından her seferinde seri olarak 1 bayt karşı tarafa gönderilir ve cevaben 1 bayt veri alınır. Burada MMC istemci olarak çalışmaktadır. PIC18F4520 mikrodnetleyici için 40 MHz'lik kristal kullanıldığında, SPI biriminde en fazla 10 Mega bit/saniye SPI saat hızına erişilebilmektedir.

SPI veriyolu ile haberleşme iki birimden birinin sunucu diğ erinin istemci olarak çalışmasıyla sağlanır. Fiziksel olarak bağlantı ise "data in, data out, clock, chip select" pinlerinden oluşur[29]. 18F4520 SSPM yazmaçları ile microdnetleyici sunucu, MMC ise istemci olarak ayarlanır. SPI protokolü ile haberleşmede saat işaretini her zaman sunucu üretir. İstemci sadece sunucu gerekli zamanda saat gönderdiğinde veri alma ve gönderme yapabilmektedir. İki birim arasındaki bağlantı aşağıdaki Şekil 4.2'de gösterilmektedir.



Şekil 4.2: Mikrodnetleyici MMC SPI Haberleşmesi

Tüm haberleşmeleri kontrol eden mikrodnetleyici SPI haberleşme yazılımı vasıtasıyla ilklemeleri gerçekleştirir ve MMC'yi kullanıma hazır hale getirir. Karta veri yazılmak istendiğinde yazma isteğ i komutla iletilerek cevap beklenir. Hazır cevabı alındıktan sonra kaydedilmek istenen veri karta gönderilir. Kaydedilmek üzere gönderilen verinin büyüklüğü 512 bayt olmak zorundadır. Veri gönderilmesi tamamlandığında yazma tamamlandığı onayı alınarak kayıt işlemi tamamlanır. Geliştirilen SPI haberleşme yazılımı yüksek seviye komutlarla gerçekleştirilmiştir. Gerçekte SPI protokolüne uygun haberleşme mikrodnetleyici ve MMC dahili birimleri tarafından otomatik olarak yapılmaktadır. SPI yazılımı, dahili SPI protokolü ve fiziksel bağlantılar Şekil 4.3'de verilmiştir.

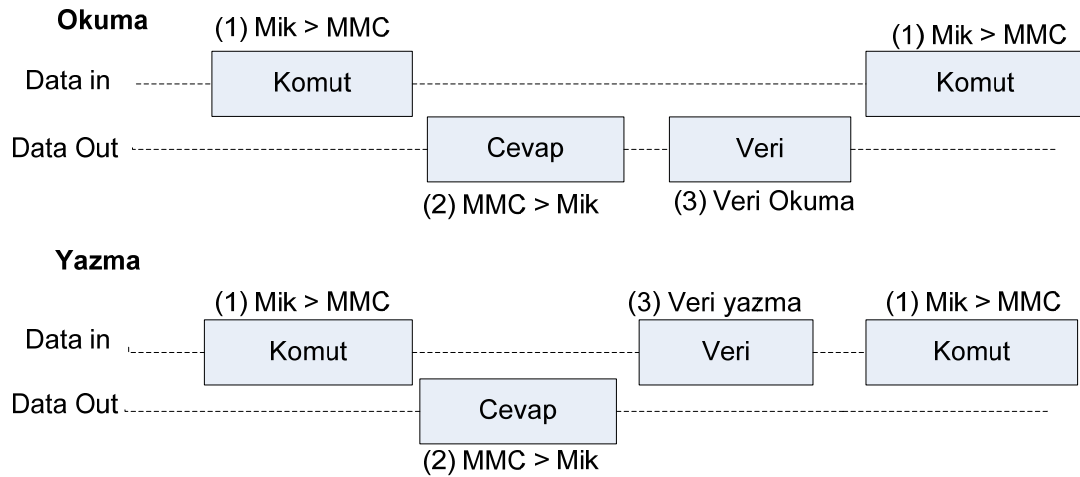


Şekil 4.3: MMC - Mikrodenetleyici SPI Haberleşmesi

Yüksek seviyeli komut katmanında kartı ilk kullanıma hazırlama blok yazma/okuma gibi işlevler gerçekleştirilmiştir. Mikrodenetleyici dahili SPI protokol otomatik işlemleri gösterirken, üçüncü kısım fiziksel kablo bağlantılarını temsil etmektedir. Flash belleklerde yazılabilecek en küçük kullanıcı verisi bir blok uzunluğu olan 512 bayt veya bunun katları olabilmektedir. Bu miktardaki veri tamamen gönderilmeden istenilen veri paketi kaydedilemez. İleriki bölümlerde SPI kipinde veri transferi protokolü verilecektir.

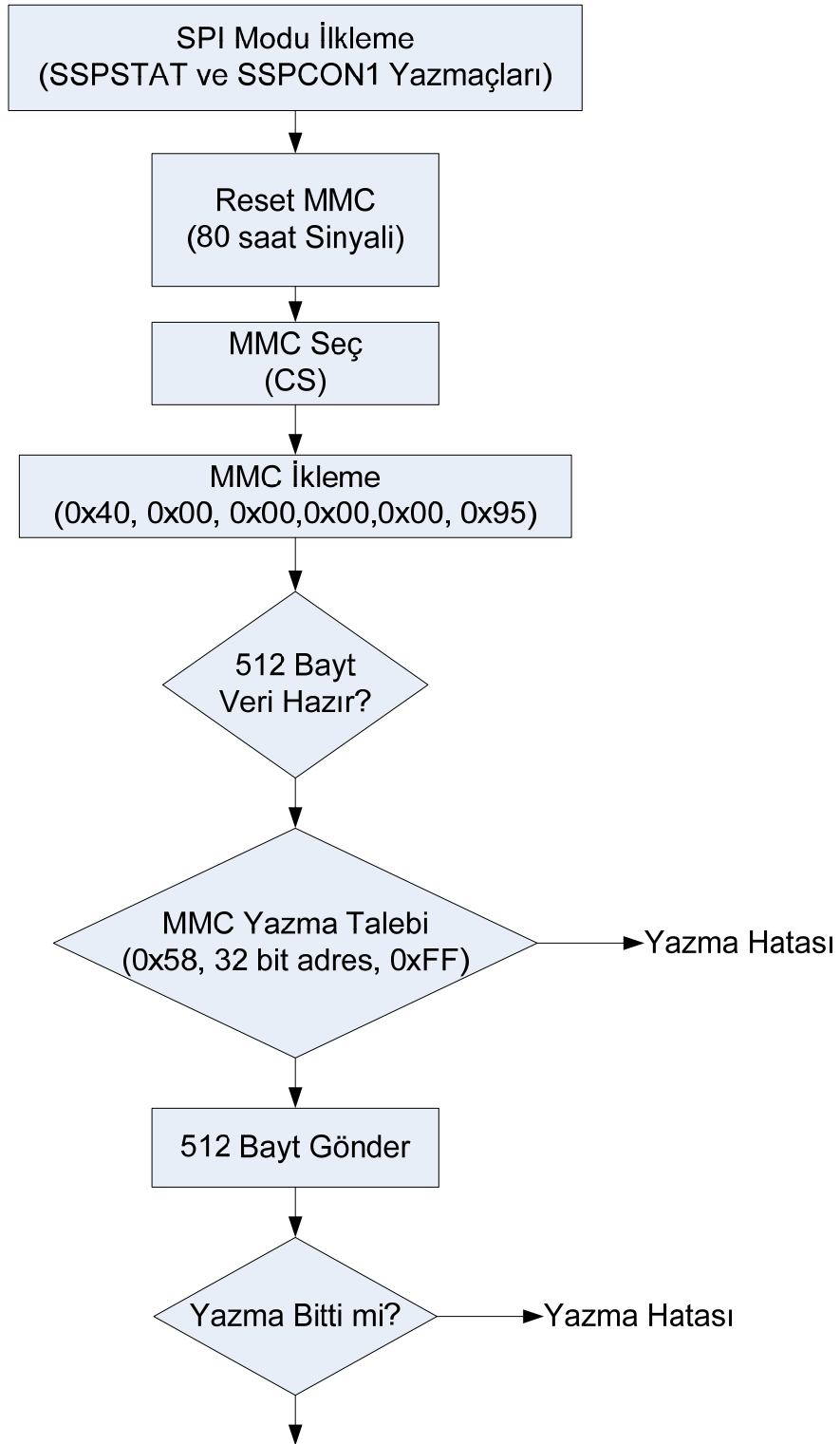
Mikrodenetleyici sunucu olarak çalışmasından dolayı iletişim bu birim tarafından yürütülür. MMC üzerindeki bir veriyi okumak için, mikrodenetleyici okuma isteğini belirten komutu MMC'ye göndererek cevap bekler. Verilen cevap sonrası sunucu tarafından verilen saat sinyali sayesinde veri seri olarak aktarılır. Burada veri uzunluğu bir blok kadardır. Yazma yapmak için ise benzer şekilde yazma isteği komutla bildirilerek cevap beklenir. Cevabın olumlu gelmesi durumunda yazma

işlemi gerçekleştirilir. Burada da veri uzunluğu bir blok kadardır. MMC tarafından mikrodnetleyiciye verilen cevaplar “Boş Durumda, Sil reset, Geçersiz Komut, İletişim (CRC) Hatası, Silme zinciri Hatası, Adres Hatası, Parametre Hatası” gibi olabilmektedir. Şekil 4.4’de, SPI kipinde veri transferinin gerçekleştirilme aşamaları gösterilmiştir.



Şekil 4.4: SPI Kipi Veri Transferi

18F4520 mikrodnetleyicisiyle MMC arasında haberleşmeyi gerçekleştirmek için yapılan algoritma Şekil 4.5’de verildiği şekilde çalışmaktadır. Öncelikle mikrodnetleyicinin SPI kipi ilkleme ayarları yapılır. Bu sayede sunucu kipi, saat polaritesi, iletişim hızı seçilir, seri port başlatılır. MMC’ye 80 saat işareti gönderilir ve MMC tek istemci olduğu CS yazmacıyla sayesinde aktif hale getirilir. Ardından MMC’ye reset komutu gönderilerek ilkleme yapılır. MMC’ye yazma zamanı geldiğinde yazma talebi ve yazmak istenen 32 bit blok adres bilgisi iletilir. Olumlu cevap alınması halinde 512 bayt veri seri olarak gönderilir. İşlem bittiğinde MMC’den onay alınarak yazma işlemi başarıyla sonlandırılır.



Şekil 4.5: 18F4520 – MMC SPI Veri İletişimi

Mikrodenetleyici ile flash bellek arasındaki SPI veri iletişimi sayesinde analogdan sayısala çevirilen sinyaller ve FAT yerleşimi için gerekli olan veriler MMC'ye kaydedilir.

4.3 FAT Dosya Sistemi Algoritması

Sayısala çevirilerek flash bellek ortamına kaydedilecek veri daha sonra yeniden ulaşılması bakımından farklı yöntemler kullanılarak saklanabilir. Bu sadece tasarlayan kişinin bildiği yerleşimle veya standart hale gelmiş dosya sistemlerinden birini seçerek kaydetmek şeklinde olabilir. Dosya sistemleri verinin, kaydedilme yöntemini tanımlayan, yapılanışını organize eden, ulaşılmasını kolaylaştıran ve standartlaşma sayesinde herkesin kolay bir şekilde ulaşmasını sağlayan sistemlerdir.

Özel Dosya Sistemi: Herhangi bir dosya sistemi kullanılmadan veya standart dosya sistemleri dışında sadece belli bir düzene göre organize edilen verilere ulaşmak ancak özel donanım ve erişmek için özel yazılmış yazılım sayesinde olabilmektedir. Kişisel bilgisayarlar gibi standart donanımlarla çoklu bir şekilde ulaşmak istenen veri, yaygın olan dosya sistemlerine göre geliştirilmelidir. Bu sayede ayrı özel yazılım ve donanımlara ihtiyaç olmadan maliyet etkin bir şekilde veriye erişilmiş olur.

Standart Dosya Sistemi: Bu tür dosya sistemleri günümüzdeki işletim sistemleri tarafından kullanılan dosyaları organize eden ve yöneten sistemlerdir. Bunların en yaygın olanları arasında FAT, NTFS sayılabilir. Veri bu tür dosya sistemlerine uygun şekilde belleklere kaydedilirse ulaşılması standart dosyalar kadar kolay olabilmektedir. Böylelikle bu dosya artık işletim sisteminin izin verdiği her türlü kullanıma hazırdır.

Bu çalışma ile analogdan sayısala çevirilen EKG ve solunum sinyalleri günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmakta olan FAT dosya sistemine uygun bir şekilde kaydedilmektedir. Mikrodenetleyici içinde bulunan RAM ve program belleği kısıtlamaları nedeniyle verinin MMC'ye kaydedilerek işletim sisteminin veriyi kök klasörüne sadece bir dosya olarak görmesi sağlanmıştır. Böylelikle düşük maliyetli flash kart okuyucular veya artık standart hale gelmeye başlayan bilgisayar bellek portları üzerinden ayrıca yazılma ihtiyaç olmadan maliyet etkin tasarım gerçekleştirilmiştir.

4.3.1.1 Standart Dosya Sistemleri

Dosya sistemi disk üzerindeki dosyaların organize edilmesi işidir. Bir işletim sisteminin bir disk veya bölümleri üzerindeki dosyaların izlerini bulmak için kullandığı yapı ve yöntem dosya sistemi denir. Tüm dosya sistemleri verileri saklamak ve yönetmek için gerekli yapılardan oluşur. Bu yapılar tipik olarak işletim sistemi kök kaydı, dosya adres bilgileri, klasörler ve dosyaları içerir. Dosya yönetimi sayesinde daha sonra ulaşmak üzere klasör ve dosya isimleri tutulur, fiziksel olarak bilginin nereden olduğunun izi tutulur.

Farklı dosya sistemleri farklı işletim sistemleri tarafından kullanılmaktadır. Bazı işletim sistemleri sadece bir tane dosya sistemini, bazıları ise birkaç tanesini tanıyabilmektedir. En yaygın olarak kullanılan dosya sistemleri şunlardır:

- FAT (File Allocation Table)
- FAT32
- NTFS (New Technology File System)
- HPFS (High Performance File System)
- NetWare
- Linux Ext2 and Linux Swap

Aşağıda FAT dosya sisteminin ayrıntıları verilmiştir.

4.3.1.2 FAT

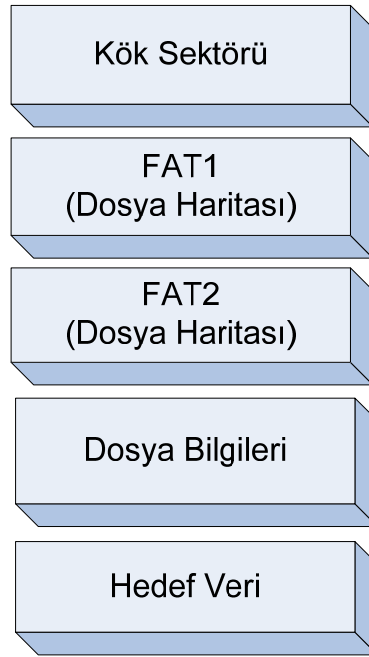
FAT (File Allocation Table) dosya sistemi Microsoft tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak DOS işletim sistemi tarafından kullanılmıştır. Disk alanlarının büyümesi ve ihtiyaçların artmasıyla birlikte geliştirilen FAT dosya sistemine Windows tabanlı olanlarla birlikte farklı işletim sistemleri de ulaşabilmektedir.

FAT dosya sisteminin disk alanını belli uzunluktaki sektörlere bölmektedir. Sektörler FAT sisteminin en küçük veri saklama birimidir. Bir küme belirli sayıda disk sektöründen (512 byte) oluşur. FAT dosya sistemi ayrıca bir kök klasörü kullanır. Bu klasöre izin verilebilen en fazla giriş sayısı bellidir ve disk veya sürücü üzerinde belirli bir yerde olmak zorundadır. FAT dosya sistemini kullanan işletim sistemi ilk başta açılır açılmaz kök klasörünü gösterir. Kök klasörü, her alt-klasör ve dosya hakkında bilgiyi ayrı klasör girişleri şeklinde saklar. Örneğin, bir dosyanın

klasör girişi dosya adı, dosyanın büyüklüğü, dosyanın en son ne zaman değiştiğini belirten tarih ve zaman bilgisi, başlangıç küme numarası (bu küme dosyanın ilk başlangıç kısmını içerir), ve dosya niteliği/türü (örneğin gizli yada sistem dosyası). FAT dosya haritaları dosyaların izini tuttuğundan kaza ile silinmesine veya bozulmasına karşı korumak için, güvenlik nedeniyle iki ayrı kopyası tutulmaktadır. FAT16 dosya sistemi 2 GB'a kadar olan disk veya sürücülerini destekler, fakat en fazla 65,525 kümeye izin verir. Bu yüzden hard diskin veya sürücünün büyüklüğü ne kadar olursa olsun, bir kümenin içindeki sektör sayısı diskin kullanılabilir tüm kapasitesi 65,525 küme içinde olacak şekilde yeteri kadar büyük olmalıdır. Kullanılabilir disk kapasitesi ne kadar büyükse, onunla orantılı olarak küme boyutu da o kadar büyük olmak zorundadır. Genel olarak büyük kümeler küçük kümelere göre disk üzerinde daha fazla yer tutmaktadırlar. FAT32 ise FAT16 dosya sisteminin geliştirilmiş bir sürümüdür ve FAT sistemi tarafından kullanılan 16-bitlik giriş yerine, 32-bitlik dosya yerleşim tablosu girişleri temeline dayanır. Sonuç olarak FAT32 daha büyük disk veya sürücü alanını (2 terabyte'a kadar) destekler. FAT32, FAT16 dosya sisteminden daha küçük küme kullanır.

4.3.1.3 FAT Dosya Sistemi Detayları

Analogdan sayısala çevirilen veriler FAT16 dosya sistemine uygun şekilde flash kart bellek üzerine kayıt edilmiş ve bu sayade ticari okuyucular ve bilgisayarla bu verilere ulaşılabilmesi sağlanmıştır. FAT dosya sisteminde disk 5 farklı alana bölünmektedir. Herbir alanda aşağıdaki veriler bulunmaktadır.



Şekil 4.6: FAT Formatlı Veri Yerleşimi

4.3.1.3.1 Disk Kök Sektörü

Kök sektöründe diskin veya sürücünün büyüklüğü, adı, seri numarası, dosya sistemi tipi, FAT sayısı vb. diskin fiziksel ve mantıksal biçimlendirilme bilgileri verilmektedir. Bu bilgiler diskin ilk 512 baytlık kısmında yer almaktadır. Herhangi bir diskin biçimlendirilme işleminin yapılması, bahsedilen disk özellik verilerinin disk üzerinde ilk 512 baytlık kısma yazılması anlamına gelmektedir. Bu bilgilerin tam içeriği aşağıdaki Tablo 4.1’de verilmiştir[63].

Adres	Veri Uzunluğu (Bayt)	Alan Adı
00	3	Jump Komutu
03	8	Orijinal Üretici Adı
0B	2	Bayt/Sektör
0D	1	Sektör/Küme
0E	2	Ayırılmış sektör sayısı
10	1	FAT Sayısı
11	2	Kök-Klasörü Giriş Sayısı
13	2	Ortam Üzerindeki Sektör Sayısı
15	1	Ortam Tanımlayıcısı
16	2	Sektör/FAT
18	2	Sektör/İz
1A	2	Kafa Sayısı
1C	4	Gizli Sektör Sayısı
20	4	Toplam Sektör Sayısı
24	1	Sürücü Numarası
25	1	Ayırılmış
26	1	Genişletilmiş Kök İmzası
27	4	Seri Numarası
2B	11	Disk Etiket
36	8	Dosya Sistemi Tipi
3E	448	Yükleme Program Kodu
1FE	2	İmza

Tablo 4.1: İlk 512 Bayt Sürücü Kök Sektörü Yapısı.

4.3.1.3.2 FAT1 Adres Haritası

Bu bölgede dosyaların hangi adreslerde olduğu bilgisi tutulmaktadır. Diğer bir deyişle aranılan dosyanın disk üzerinde hangi bölgelerde olduğu bilgisinin tutulduğu alandır. Disk üzerindeki verilerin adres bilgisini tutabilmek için disk alanı küme adı verilen küçük alanlara bölünmüştür. Dosyalar, disk üzerindeki her bir kümeye karşılık gelen bir adres sayesinde takip edilmektedir. Her bir kümenin büyüklüğü arttıkça gereken adres sayısı azalmaktadır. FAT12 kullanan bir disk için mümkün olan küme adres sayısı en fazla $2^{12} = 4.096$ 'dır. FAT16 için en fazla $2^{16} = 65.536$, FAT32 için ise $2^{32} = 4.294.967.296$ küme sayısı kullanılabilir. Herhangi bir

işletim sistemiyle bu dosyaya ulaşılacak istendiğinde ilk küme adresi dosya bilgisi alanından, sonraki kümelerin adresleri FAT1 alanından elde edilir ve dosya oluşturulur[63].

FAT1 İçeriği (FAT16)	Tanım
F8	Tanımlama Baytı
FF	
FF	
FF	
02	Dosyaya ait FAT küme adresleri
00	
03	
00	
...	
...	
00	

Tablo 4.2: FAT1 İçeriği

4.3.1.3.3 FAT2 Adres Haritası

Bu bölgede dosyaların hangi adreslerde olduğu bilgisi tutulmaktadır. İçerik olarak FAT1 bilgileri ile aynıdır. Dosya sistemi yedekleme açısından aynı bilgileri bu alana da kopyalamaktadır.

4.3.1.3.4 Dosya Bilgileri

Bu bölgede dosyaya ait bilgiler tutulmaktadır. Bir klasör, her alt-klasör ve dosya hakkında bilgiyi ayrı klasör girişleri şeklinde saklar. Örneğin bir dosyanın klasör girişi, dosya adı, dosyanın büyüklüğü, dosyanın en son ne zaman değiştiğini belirten tarih ve zaman bilgisi, başlangıç küme numarası, ve dosya niteliği/türünü (örneğin gizli yada sistem dosyası) belirten alanlardan oluşur[63].

Açıklama	Uzunluk (Bayt)
Dosya adı	8
Uzantısı	3
Dosya türü	1
Ayırılmış	10
Yaratılma zamanı	2
Yaratılma tarihi	2
Başlangıç kümesi	2
Dosya büyüklüğü	4

Tablo 4.3: Dosya Bilgileri Alanı.

Tablo 4.3'e göre ilk 8 bayt dosya adıdır. Sonraki 3 bayt ise dosya uzantısıdır. Sonraki bir bayt dosya türünü ifade etmektedir. Sonraki 10 bayt işletim istemi tarafından ayırılmıştır. Sonraki 2 bayt dosyanın yaratılma zamanını, onu takip eden 2 bayt ise yaratılma tarihini içermektedir. Sonraki 2 bayt başlangıç kümesini ve en son 4 bayt ise dosya büyüklüğünü ifade etmektedir.

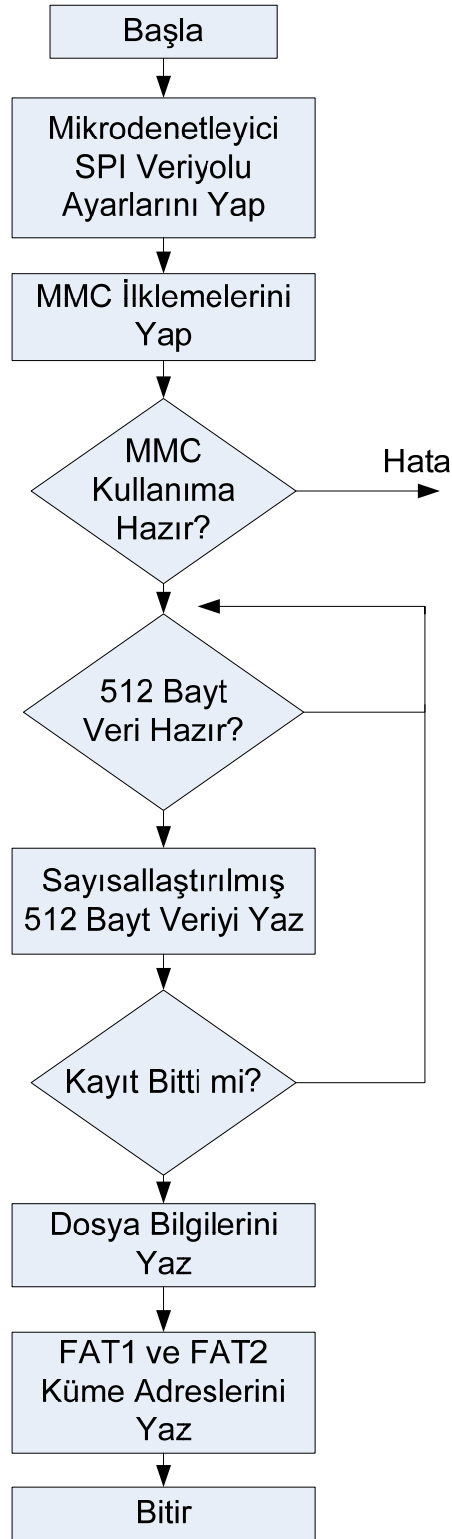
4.3.1.3.5 Hedef Veri

Bu kısımda esas kullanıcı verisi, belli bir küme adresinden itibaren tutulmaktadır. Bu kısımda kaydedilen dosya ve klasör içerikleri ard arda saklanmaktadır.

4.3.1.4 FAT Uyumlu Kayıt Algoritması

Sistemde kullanılacak flash bellek bilgisayar üzerinde işletim sistemi tarafından ilk biçimlendirme işlemi yapılır. Böylece ilk 512 baytlık disk kök sektör bilgisi yazdırılmış olur ve mikrodenetleyici ile FAT uyumlu kayıt yapmaya hazır hale getirilmiş olur. Mikrodenetleyici açıldığında ilk olarak flash belleğin sisteme bağlı olmadığını kontrol eder ve ilkeme işlemini gerçekleştirir. Analog veri kayıtları başlatıldığında daha önce açıklandığı gibi sayısallaştırılmış sinyal mikrodenetleyici RAM'i üzerinde geçici olarak saklanmaktadır. Elde edilen bu veri 512 bayt'a ulaşıncaya SPI veriyolu üzerinden belli bir adresten itibaren MMC üzerine kayıt edilir. Kayıt işlemi analog girişlerden örnek alındıktan hemen sonra 1 kHz örnekleme zamanı içinde kalarak gerçekleştirilmektedir. Bir sonraki örnek almaya geçmek için MMC üzerine yazma işlemi bitene kadar beklendiğinden, bu yazma işleminin örnekleme zamanı içinde bitirilmesi gerekmektedir. Bu yüzden kaydedilecek 512

baytlık veri 4 eşit bölüm halinde MMC üzerine yazılmaktadır. Kullanıcı tarafından kayıt işlemi durdurulana kadar sayısallaştırılmış veri MMC üzerine yazılır. İşlem bitince varsa daha önce kayıtlı dosyalar FAT1 adresleri ve dosya bilgileri silinmek suretiyle silinir. Kayıt edilmiş olan sinyallere ait veri büyüklüğü hesaplanır ve dosya bilgileri MMC üzerindeki ilgili adrese yazılır. Daha sonra kaydedilmiş olan verinin kaç kümeden oluştuğu bilgisi hesaplanır. Bu bilgiyle FAT1 ve FAT2 bölümlerine hesaplanan küme adres bilgileri yazılır. Böylece flash bellek üzerine yazılan verinin standart kişisel bilgisayarlar, ticari olarak bulunan düşük maliyetli flash kart okuyucular vasıtasıyla, erişilebilirliği sağlanmış olur. MMC üzerine FAT uyumlu yazma işlemi algoritması akış çizelgesi aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.7: FAT Uyumlu Kayıt İşlemi

Prototip cihazın geliştirilmesi sırasında 256 MB flash bellek FAT16 dosya sistemine uygun veri kayıt yapılmak suretiyle kullanılmıştır. MMC için küme büyüklüğü ise

4096 bayttır. Kullanılan bu MMC'nin yukarıda bahsedilen 5 ayrı bölüm başlangıç adresleri aşağıdaki gibidir.



Şekil 4.8: 256 MB MMC FAT16 Adresleri

5 SEZİM YAZILIMLARI GELİŞTİRME

Bu bölümde kaydedilmiş EKG verileri üzerinden özellikle tıkalıcı apne hastalığı teşhisine yönelik gerçekleştirilen algoritmalar anlatılmıştır. Tıkalıcı uyku apnesi nefes yolunun kapanması sonucu genellikle solunumun periyodik olarak kesilmesi olarak görülmektedir. Hastalığın bu özelliği kullanılarak EKG verisinden önce QRS sezimi ardından Hilbert Transform ile tıkalıcı apne sezimi gerçekleştirilmeye çalışılmıştır.

Bu çalışmada uygulanan tıkalıcı uyku apnesi hastalığı sezim algoritması, hastalığın kalp ritim düzenini değiştirmesini temel almaktadır. Sağlıklı solunum sırasında kalp ritimi geniş band özellik gösterirken hastalık esnasında kalp atışında periyodik artışlar ve azalışlar görülmektedir. Bu artış ve azalışların yalnızca tıkalıcı uyku apnesi hastalığına özel olarak 0.01 ile 0.04 Hz frekansları arasında osilasyona eğilimi olduğu görülmüştür[31]. Geliştirilen algoritmalarla RR kalp atım süresini hesaplamaya yönelik QRS sezimi ve yukarıda bahsedilen hastalık özelliğini kullanarak tıkalıcı apne hastalığı otomatik olarak tespit edilmeye çalışılmıştır. Hilbert dönüşüm sayesinde anlık frekans ve genlik değerleri hesaplanarak hastalığın EKG üzerindeki ritim değişiklikleri tespit edilmektedir.

Gerçekleştirilen yazılımlar sayesinde EKG'den QRS sinyali ve elde edilen RR süresinden tıkalıcı apne hastalığı sezimi gerçekleştirilmiştir. QRS sezimi 3 değişik algoritma ile yapılmıştır. QRS sezim algoritmaları, kayıtlı EKG verilerindeki QRS komplekslerinin sezimini otomatik olarak yapmak üzere MATLAB programı kullanılarak geliştirilmiştir. İlgili sezimi gerçekleştirmek üzere Sayısal Süzgeç Tabanlı, Yüksek Seviye İstatistik Parametre Tabanlı, Murthy Türev Tabanlı 3 değişik yöntem seçilerek karşılaştırılmıştır.

Apne sezim algoritması ise MATLAB programı ile EKG verileri içindeki ardışık QRS komplekslerinin R-R arasındaki süre kullanılarak apne hastalığı teşhis edilmesine yönelik olarak geliştirilmiştir. Gerçekleştirilen algoritmalar aşağıda özetlenmiştir.

1) QRS Sezim Algoritmaları;

- Sayısal Süzgeç Tabanlı algoritma ile QRS sezimi yapılması,
- Murthy Türev Tabanlı algoritma ile QRS sezimi yapılması,
- Yüksek Dereceli İstatistik Tabanlı algoritma ile QRS sezimi yapılması,

2) Apne Sezim Algoritması

- Hilbert Transform Tabanlı algoritma ile tıkalıcı apne sezimi yapılması.

5.1 QRS Sezim Algoritmaları

Bu çalışmada gerçekleştirilen QRS sezim yazılımları, analogdan sayısala çevirilerek kayıt edilmiş EKG verilerindeki QRS komplekslerinin otomatik olarak bulunması sağlamaktadırlar. QRS komplekslerinin sezimini gerçekleştirilmek üzere 3 değişik algoritma seçilerek yazılmış ve apne seziminde kullanılmak üzere bu algoritmaların karşılaştırması yapılmıştır.

QRS Sezimi üzerine yıllarca çalışmalar yapılmış ve farklı algoritmalar geliştirilerek sezim gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Birçok 12 kanallı, Holter veya gerçek zamanlı sistemlerle bu işlemler gerçekleştirilmiştir. Kayıt işlemleri sırasında EKG sinyali çeşitli gürültü kaynaklarına maruz kalmaktadır. QRS sezimi yapan algoritmaların her ne kadar filtreleme olsa da EKG kayıtları üzerinde bulunan güç hattı, elektrot temassızlığı, elektrot hareketi, kas kasılması, taban çizgisi kayması, solunum ile EKG genlik modülasyonu, enstrümantasyon gürültülerine karşı dayanıklı olması önemlidir[32]. Yapılan çalışma kapsamında apne sezimi algoritması ile birlikte kullanılmak üzere literatür taraması ile elde edilen 3 değişik QRS sezim algoritmasının karşılaştırılması yapılmıştır.

Literatürde QRS sezimine yönelik birçok algoritma bulunmaktadır. Bu çalışma kapsamında sayısal süzgeç tabanlı algoritma (SS) (Englese) [42], 2-25 Hz bant geçiren süzgeç ile birlikte birinci türevlerin toplanmasına dayalı algoritma (Murthy) [33] ayrıca son dönemde geliştirilen yüksek derece istatistik (Panoulas) [34] tabanlı algoritma karşılaştırılmak üzere seçilmiştir.

QRS sezim algoritmaları karşılaştırılmasında 20 atımlık bir kalp sinyali üzerine değişik seviyelerde farklı tipde gürültüler uygulanarak kullanılmıştır. Kullanılan kalp sinyali örnekleme 250 Hz'dir.

5.1.1 Sayısal Süzgeç Tabanlı Algoritma

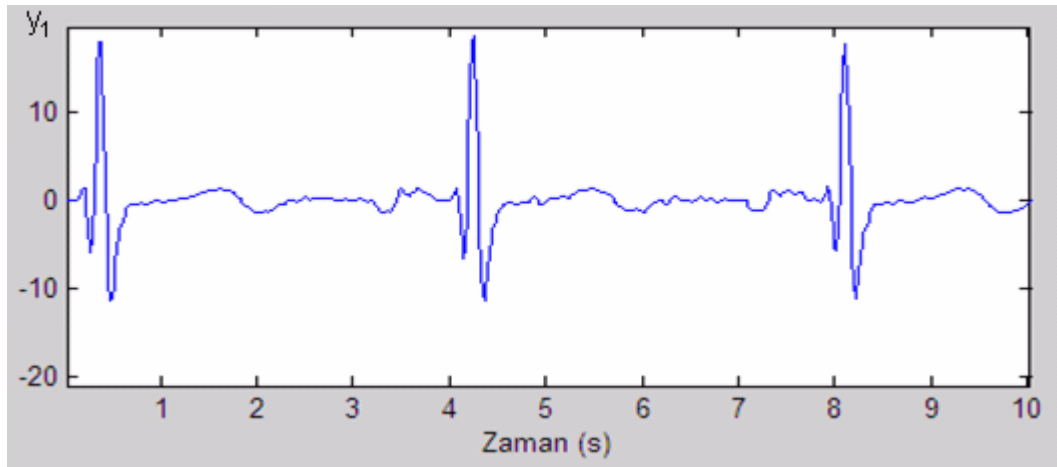
SS algoritması sayısal süzgeçlerin kullanılması ile elde edilmektedir[32]. EKG sinyali sırasıyla güç hattı gürültüsünü süzmek üzere çentik süzgeci ve alçak geçiren süzgeçten geçirilmektedir. Güç hattı süzgecinin transfer işlevi Eş. 5.1'deki

gibidir. Eşitlikte verilen $x[n]$ giriş, $y_0[n]$ ise süzölmüş çıkış sinyalini temsil etmektedir.

$$y_0[n] = x[n] - x[n-5] \quad (5.1)$$

Alçak geçiren süzgecin transfer işlevi ise Eş. 5.2'de verilmektedir. $y_1[n]$ süzölmüş çıkış sinyalini temsil etmektedir. Çıkış sinyali Şekil 5.1'de verilmiştir.

$$y_1[n] = y_0[n] + 4 \cdot y_0[n-1] + 6 \cdot y_0[n-2] + 4 \cdot y_0[n-3] + y_0[n-4] \quad (5.2)$$



Şekil 5.1: Süzölmüş EKG Sinyali ($y_1[n]$)

Bu iki süzgeçten geçirilen sinyal, büyüklüğü birbirine eşit biri pozitif diğeri negatif işaretlere sahip iki eşik değeriyle karşılaştırma yapılır. Alçak geçiren süzgeç çıkışı pozitif eşik değerinden büyük olana kadar taranır. Bu değer bulunduğunda devam eden 160 ms'lik kısım aday QRS sinyalidir. Aşağıda verilen durumlar için eşik değerleri karşılaştırılır. Eğer bu bölgede içinde başka eşik değeri geçişi olmazsa taban kayması olarak değerlendirilerek sinyal taramaya devam edilir.

Durum 1: $y_1[i+j] < \text{Negatif Eşik Değeri}$. $0 < j < 40$

Durum 2: $y_1[i+k] > \text{Pozitif Eşik Değeri}$. $j < k < 40$

Durum 3: $y_1[i+h] < \text{Negatif Eşik Değeri}$. $k < h < 40$

Yukarıda verilen durumlardan biri veya birkaçı daha gerçekleşirse i noktası QRS adayı olarak değerlendirilir. y_1 sinyalinin 160 ms'lik bölge içinde bu durumlardan daha fazla eşik değerini geçmesi durumunda sinyal gürültü olarak değerlendirilir.

5.1.2 Türev Tabanlı Algoritma

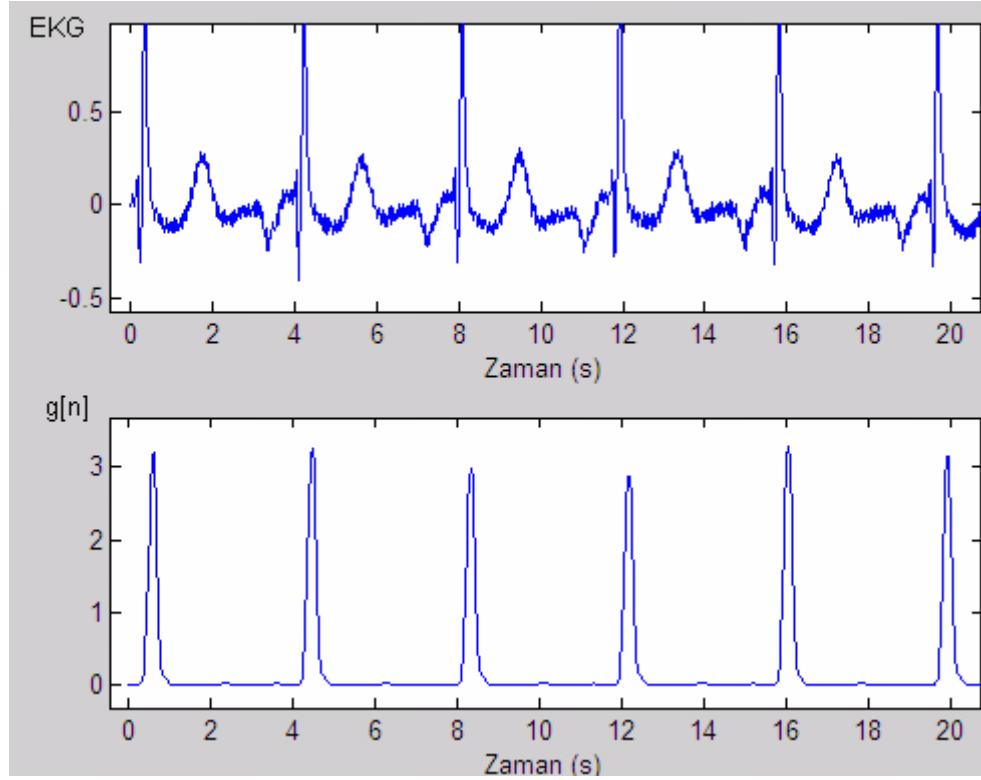
Türev tabanlı Murthy QRS sezim algoritması EKG sinyalinin birinci türevlerin ağırlıklandırılarak toplanmasına dayanmaktadır[33]. Sinyal (5.3)'deki işlemten geçirildikten sonra QRS sinyalinin olduğu yerlerde maksimum değerler elde edilir. Algoritma performansını artırmak için EKG sinyali öncelikle 2 - 25 Hz bant geçiren süzgeçten geçirilerek EKG sinyalindeki gürültü seviyesi düşürülmüştür.

$$g_1[n] = \sum_{i=1}^N |x[n-i+1] - x[n-i]|^2 (N-i+1) \quad (5.3)$$

$x(n)$ EKG sinyalini, N ise türev işleminin gerçekleştirildiği pencerenin uzunluğunu temsil etmektedir. Fakat bu işlemin sonucunda EKG sinyalindeki gürültülerden dolayı tepe noktaları (ripples) oluşmaktadır. Bu nedenle elde edilen sinyal (5.4)'de verilen ortalama işlemten geçirilerek kenar tepe noktaları süzölmektedir. Bu eşitlikte verilen M ikinci pencere uzunluğunu temsil etmektedir.

$$g[n] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} g_1[n-j] \quad (5.4)$$

5.3 ve 5.4 işlemlerinden geçirilen EKG sinyali, QRS komplekslerinin olduğu yerlerde maksimum değerli bir sinyal üretmektedir. Bu tepe değerleri sinyal taranarak zirve bulucu bir algoritmayla bulunur. Sinyal taranırken son iki maksimum tepe değeri belli bir oranla çarpılarak eşik değeri elde edilir. Bu eşik değeriyle sinyaldeki tepe değerleri taranır. Belli bir süre tepe değerine rastlanmazsa eşik değerleri küçültülerek genlik değişimlerindeki QRS seziminin yapılamamasının önüne geçilmiş olur.



Şekil 5.2: Türev Alınmış EKG Sinyali ($g[n]$)

5.1.3 Yüksek Derece İstatistik Parametre Tabanlı Algoritma

Yüksek derece istatistik (YDİ) tabanlı QRS algoritması son dönemde geliştirilen ve yüksek derece istatistik parametreleriyle R dalgası sezimi yapan bir algoritmadır[34]. Birçok QRS sezimi yapan algoritma için EKG sinyali bant geçirgen süzgeçten geçirilip türevi alınarak gürültüden arındırılır ve R dalgasının yüksek eğimi elde edilmeye çalışılır. Bu algoritmalar kalp sinyalinin zaman değişken morfolojisinden olumsuz yönde etkilenirler. Bu problemin üstesinden gelebilmek için değişken parametre teknikli yüksek dereceli istatistik kullanılarak bir QRS sezim algoritması gerçekleştirilmiştir. Algoritma “Gauss” özelliğine sahip sinyaller için sıfır olmayanlar için yüksek bir değer üretmektedir. İstatistikte kullanılan eğrilik (skewness) ve basıklık (kurtosis) değerlerinin hesaplanması ve belirlenen eşik değerlerinin uyarlanarak zaman içinde değişken olarak ayarlanmasıyla çalışmaktadır.

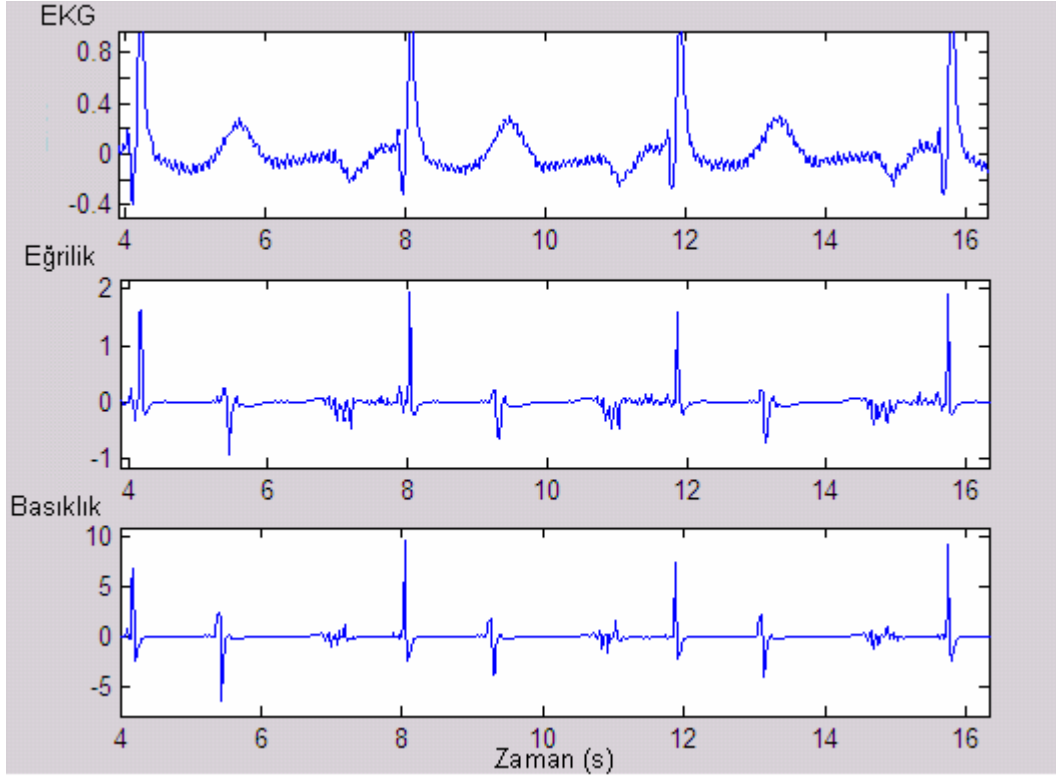
İstatistikte bir sinyalin üçüncü ve dördüncü momentleri sırasıyla eğrilik ve basıklık değerlerini ifade etmektedir. $X(k)$ giriş sinyali olarak tanımlandığında bu parametreler aşağıda verildiği gibidir.

$$\hat{\gamma}_3 = E\{X^3(k)\}, \quad \hat{\gamma}_3 = \frac{\sum_{i=1}^N (x(i) - \hat{m})^3}{(N-1)\hat{\sigma}^3} \quad (5.5)$$

$$\hat{\gamma}_4 = E\{X^4(k)\} - 3[E\{X^2(k)\}]^2, \quad \hat{\gamma}_4 = \frac{\sum_{i=1}^N (x(i) - \hat{m})^4}{(N-1)\hat{\sigma}^4} - 3 \quad (5.6)$$

X(k) sinyali R dalgası gibi yüksek genlikli geçişler içerdiğinde dağılım “Gauss” olmayan bir yapıya geçer. Bunun sonucu olarak eğrilik ve basıklık değerleri, sırasıyla sinyalin simetrikliğini ve düzlüğünü ifade ettiğinden, artma eğilimi göstermektedir.

Bu çalışmada gerçekleştirilen algoritma anlatılan eğrilik ve basıklık parametrelerini kullanarak QRS sezimi yapmaktadır. Öncelikle EKG sinyali için pencere genişliği ve R dalgası boyu, f_s örnekleme frekansı olmak üzere, $M = f_s / 3$, $D = 0.02 \times f_s$ olarak belirlenir[34]. EKG sinyali, genlik normalizasyonu ve DC süzülmesi yapıldıktan sonra M boyutuna sahip pencerenin eğrilik ve basıklık değerleri hesaplanır ve sinyalin %99’unu kaplayacak şekilde sonraki pencereye geçilir, ilgili değerler hesaplanıp kaydedilerek ilerlenir. Tüm sinyal için Şekil 5.3’de verildiği gibi elde edilen eğrilik ve basıklık değerlerinin ilk türevleri zirve bulucu bir algoritmayla taranır. Her iki parametre belli eşik değerinin üstündeyse R dalgası olarak karar verilir ve D örnek sayısı kadar ilerlenir. Bulunan her zirveden sonra eşik değerleri son 5 değer oranında güncellenir. Böylece zaman içinde oluşacak eşik değer değişimleri otomatik olarak ayarlanmış olur.

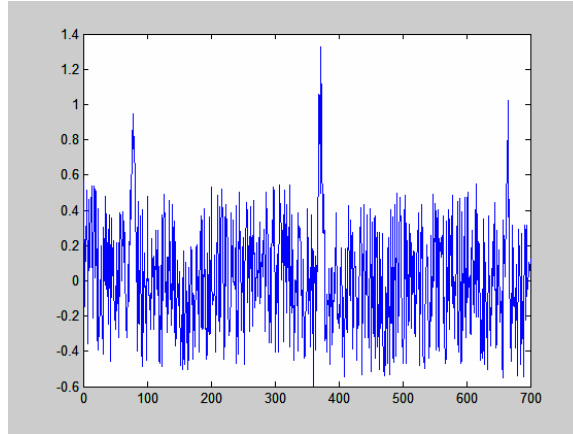


Şekil 5.3: Eğrilik ve Basıklık değerlerinin 1. Türevleri

5.2 QRS Sezim Algoritmalarının Karşılaştırılması

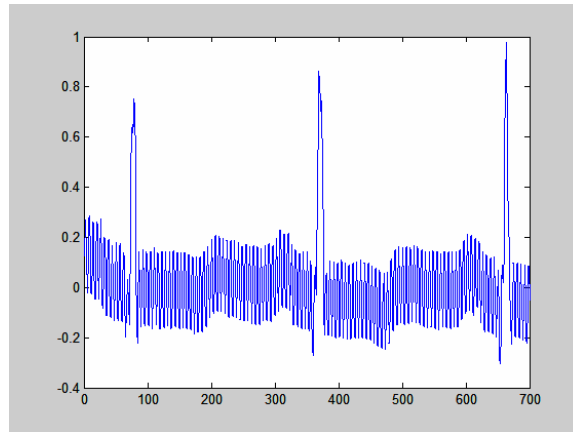
MATLAB programı ile geliştirilen üç değişik algoritma Freisen [32]'de anlatıldığı şekilde belli bir EKG verisi üzerine değişik gürültüler farklı seviyelerde eklenerek karşılaştırmaları yapılmıştır. Eklenen bu gürültüler aşağıda verildiği gibidir.

- Kas kasılması gürültüsü: Gerçekte tipik olarak EKG sinyalinin %10'u kadar genliğe sahip olup frekansı 10 kHz'e kadar çıkabilmektedir[32]. MATLAB programı kullanılarak gürültüsüz EKG verisine rasgele gürültü eklenerek elde edilmiştir.



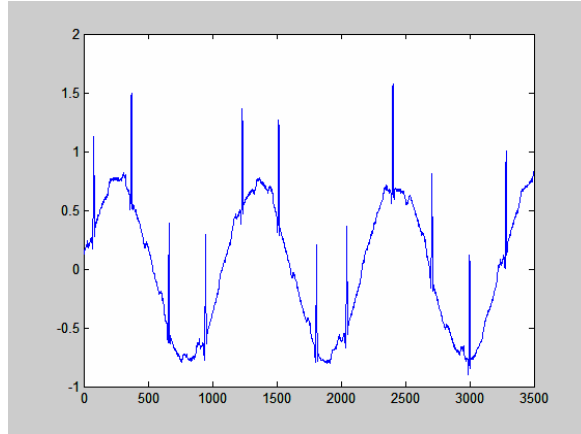
Şekil 5.4: Kas Kasılması Gürültüsü

- Güç hattı gürültüsü: Gerçekte tipik olarak EKG sinyalinin %50'si kadar genliğe sahip olup frekansı 50 Hz'dir[32]. Matlab programının “Sin” işlevi kullanılarak elde edilmiştir.



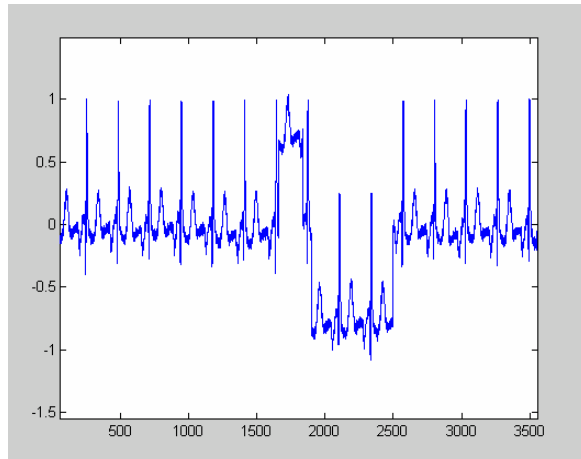
Şekil 5.5: Güç Hattı Gürültüsü

- Solunum gürültüsü: Gerçekte tipik olarak EKG sinyalinin %15'i kadar genliğe sahip olup frekansı 0.15 – 0.03 Hz civarındadır[32]. EKG verilerine düşük frekanslı sinüs eklenerek elde edilmiştir. Kullanılan sinüsün frekansı 0.333 Hz'dir.



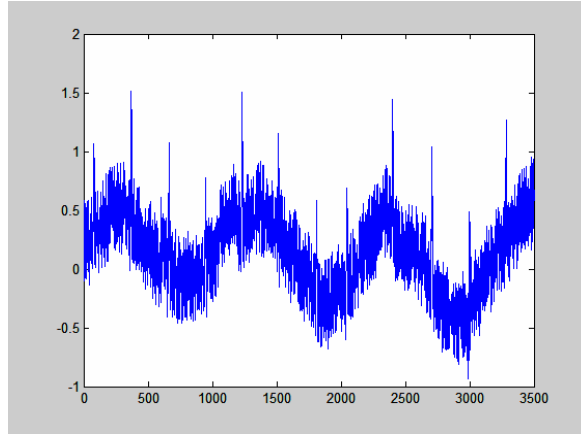
Şekil 5.6: Solunum Gürültüsü

- Taban kayması gürültüsü: Gerçekte tipik olarak kayıt cihazı en yüksek çıkış değerinde ve yaklaşık 1 s süresince sinyal seviye değişikliği olarak görülür[32]. Normal gürültüsüz EKG verisine ani ofset eklenerek elde edilmiştir.



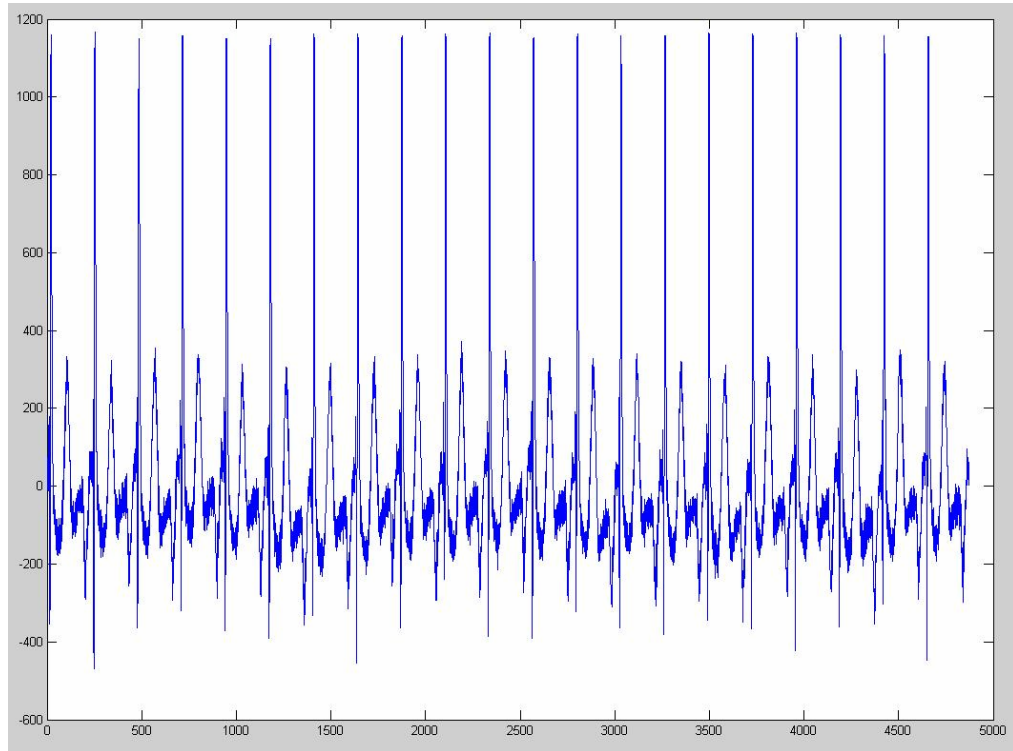
Şekil 5.7: Taban Kayması Gürültüsü

- Karma gürültü: Normal gürültüsüz EKG verisine yukarıda verilen dört değişik gürültü aynı anda uygulanmıştır.



Şekil 5.8: Karma Gürültü

Şekil 5.9’da verilen 250 Hz örnekleme frekansına sahip EKG verisi bu gürültüler uygulanarak kullanılmıştır.



Şekil 5.9: Karşılaştırmada Kullanılan EKG Verisi

Yapılan karşılaştırma sonucu Tablo 5.1’de verilmiştir. Tabloda verilen yüzde değerleri gürültünün EKG sinyali tepe değerine göre oranını ifade etmektedir.

Kas Kasılması Gürültüsü										
	Doğru QRS Sezim Oranı (%)					Yanlış QRS Sezim Sayısı				
Gürültü Seviyesi	25%	50%	75%	100%	125%	25%	50%	75%	100%	125%
SS	100	100	100	80	65	0	0	0	0	6
Murthy	100	100	100	95	70	0	0	0	1	1
YDİ	100	100	90	90	90	0	0	0	0	0

Güç Hattı Gürültüsü										
	Doğru QRS Sezim Oranı (%)					Yanlış QRS Sezim Sayısı				
Gürültü Seviyesi	25%	50%	75%	100%	125%	25%	50%	75%	100%	125%
SS	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
Murthy	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
YDİ	100	100	100	100	100	0	0	1	1	4

Solunum Gürültüsü										
	Doğru QRS Sezim Oranı (%)					Yanlış QRS Sezim Sayısı				
Gürültü Seviyesi	25%	50%	75%	100%	125%	25%	50%	75%	100%	125%
SS	100	100	100	100	95	0	0	0	0	0
Murthy	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
YDİ	100	100	100	80	65	0	0	0	0	0

Taban Kayması Gürültüsü										
	Doğru QRS Sezim Oranı (%)					Yanlış QRS Sezim Sayısı				
Gürültü Seviyesi	25%	50%	75%	100%	125%	25%	50%	75%	100%	125%
SS	100	95	95	95	95	0	0	0	0	0
Murthy	100	100	100	100	90	0	0	0	0	2
YDİ	100	95	95	90	90	0	1	1	1	2

Karma Gürültü										
	Doğru QRS Sezim Oranı (%)					Yanlış QRS Sezim Sayısı				
Gürültü Seviyesi	25%	50%	75%	100%	125%	25%	50%	75%	100%	125%
SS	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
Murthy	100	100	100	100	100	0	0	0	0	0
YDİ	100	100	95	95	95	0	0	0	0	1

Tablo 5.1: QRS Sezim Algoritmaları Karşılaştırma Tablosu

Yapılan karşılaştırma sonucu sayısal süzgeç tabanlı algoritmanın kas kasılması, solunum ve taban kayması gürültüsünde, türev tabanlı algoritmanın kas kasılması ve taban kayması gürültüsünde, yüksek derece istatistik parametre tabanlı algoritmanın tüm gürültü çeşitlerinde hatalar verdiği tespit edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde türev tabanlı algoritmanın öne çıktığı görülmüştür. En fazla hatalar görülen ise yüksek derece istatistik parametre tabanlı algoritma olmuştur. Türev tabanlı algoritmaya yakın performans gösteren sayısal süzgeç tabanlı algoritmanın eşik değerlerinin baştan seçilmesi gerektiğinden türev tabanlı algoritmanın değişken eşik değerine sahip olması bakımından avantajı bulunmaktadır. Bu 3 algoritma uzun EKG verileri ile de denenerek doğru çalışıp çalışmadığı

gözlenmiştir. Yüksek derece istatistik tabanlı algoritmanın türev tabanlı algortmada kullanılan bant geçirgen süzgeç ile performansının arttığı gözlenmiştir. Ancak uzun verilerde işlem yükünün artması bakımından sezimin diğer algoritmalarla göre çok daha uzun süre aldığı gözlenmiştir. Test sonuçları ise bant geçirgen süzgeç kullanılmadan alınmıştır. Bu sonuçlar gözönüne alınarak Murthy türev tabanlı algoritma apne sezim algoritmasıyla birlikte kullanılmak üzere seçilmiştir.

5.3 EKG Sinyalinden Apne Sezimi

Uykuda apne hastalığının yalnızca EKG sinyali üzerinden sezimine yönelik literatür araştırması yapılmıştır. Yapılan bu araştırma sonucu algoritmaların özellikle tıkalıcı uyku apnesinde görülen periyodik kalp ritim değişiklerini kullanarak farklı yöntemlerle hastalığı teşhis etmeye çalıştığı görülmüştür. Sadece EKG verisi ile apne hastalığı teşhisine yönelik kullanılan teknikler aşağıdaki gibi özetlenebilir[35].

- Zaman Bölgesi Teknikleri
 - o RR arası değişim
 - o Ortalama alma yöntemleri
 - o Örüntü sezimi
- Frekans Bölgesi Teknikleri
 - o Kalp ritim değişimi spektral analizi
 - o Hilbert dönüşümü
 - o Dalgacık analizi
 - o Zaman frekans haritaları
- EKG Morfolojisine Dayalı Teknikler
 - o EKG'den çıkarılmış solunum
 - o EKG darbe enerjisi
 - o R dalgası süresi
 - o QRS S dalgası genliği

Bu yöntemlerden 2000 yılında JE Mietus tarafından geliştirilen [31], Hilbert dönüşümü yöntemine dayalı olan bir algoritma seçilmiş ve bunun üzerinde çalışılmıştır. Apne hastalığı üzerine geliştirilen algoritmalar özellikle tıkalıcı apne hastalığında görülen kalp ritimlerinin periyodik değişiminin sezimini gerçekleştirmektedirler. Kalp vuru oranının periyodik değişimi ise 1984 yılında Guilleminault tarafından ortaya atılmıştır[21].

Sağlıklı bir solunum sırasında kalp ritimleri geniş bant özellik gösterirken tıkalıcı uyku apnesi sırasında kalp atımında nefesin durmasına paralel olarak periyodik artış ve azalışlar görülmektedir. Bu artış ve azalışlar sonucu oluşan sinyalin 0.01 ve 0.04 Hz frekans bölgesinde normal solunum sırasında rastlanmayan bir salınım girme eğilimi bulunmaktadır[31]. Burada gerçekleştirilen algoritmayla bu durum EKG sinyalinin R dalgaları arasında süre değişimi hesaplanarak otomatik olarak tespit edilmeye çalışılmıştır.

5.3.1 Apne Sezim Methodu

Apne hastalığı ile görülen kalp ritim değişiklikleri geçişler gösteren ve doğrusal ve durağan olmayan bir yapıda olup tipik olarak frekans ve genlik değişimi göstermektedir. Bu özellikler Fourier dönüşüm gibi standart spektral yöntemlerle güvenilir ve doğru bir şekilde hastalığın tespitini zorlaştırmaktadır.

Hilbert dönüşüm yöntemi bir zaman serisini anlık frekans ve genliğe dönüştürebilen analitik bir tekniktir. Bu yöntem kullanılarak EKG RR aralığı zaman serisi anlık genlik ve frekans değerleri hesaplanabilir. Elde edilen bu değerlerin ortalamaları ve zaman içindeki kararlılığı ile apne hastalığı ile birlikte görülen periyodik kalp atım değişiklikleri tespit edilerek apnenin görüldüğü süre normal solunum zamanından ayırt edilebilir.

5.3.2 RR Aralığı Ölçümü

Hilbert dönüşüm yöntemi bant genişliği sınırlı sinyallerle ihtiyaç duyduğu için RR aralığı serisi istenilen frekans bölgesini elde etmek üzere işlenmelidir. Bu yöntem için gerekli olan RR arası süre hesabı 5.1.2’de anlatılan türev tabanlı QRS sezim algoritmasıyla yapılmıştır. QRS algoritmasıyla elde edilen RR aralığı sonucu içinde yer alan hatalı sezimler hareketli pencere ortalama yöntemiyle anlatıldığı gibi süzölmektedir. 41 RR aralığı pencere büyüklüğü olarak seçilir ve bu pencere için ortadaki aralık hariç ortalama değeri hesaplanır. Bu pencere içinde yer alan ve 0.4 – 2.0 s. arasındaki değerlere sahip aralıklar dikkate alınmazlar. Burada değerlendirilen orta RR değeri ortalama değer %30 dışındaysa filtrelenir. Bu test tüm sinyal boyunca gerçekleştirilerek hatalı değerler ayırt edilir ve ayıklanır. Elde edilen RR aralığı-zaman değerleri “interpolation” işlemine tabi tutularak RR aralık sinyalin EKG örnekleme frekansı ile aynı zaman değerine sahip değerleri elde edilir.

Süzülmüş RR aralık serisi 1 Hz frekansında yeniden örneklenip, alçak ve yüksek bant geçirgen süzgeçten geçirilir. Burada kullanılan süzgecin bandı apne hastalığı esnasında görülen sinyali süzmemelidir. Alçak geçirgen süzgeç 5. dereceden ve kesim frekansı 0.01 Hz'dir. Yüksek geçirgen süzgeç ise 40 pencere uzunluğunda olup MATLAB'ın "detrend" fonksiyonu kullanılarak yapılmıştır. Bu sayede sinyalde yeralan DC bileşenlerin süzülmesi sağlanmıştır.

5.3.3 Hilbert Dönüşümü

Hilbert dönüşüm methodu metmatikte ve sinyal işlemede kullanılan ve bir fonksiyonun $1/(\pi t)$ değeri ile konvolusyonuyla elde edilir. Bu dönüşüm bir sinyalin anlık frekans ve güç değerlerini hesaplamak için yararlıdır. $s(t)$ bir fonksiyon olarak alındığında;

$$s(t) = s_m(t) \cdot \cos(\omega t) \quad (5.7)$$

Burada $s_m(t)$ frekans değeri olmayan genlik değeri çarpanı, $\omega/2\pi$ ise o anki frekans değeridir.

$$\hat{s}(t) = s_m(t) \cdot \sin(\omega t) \quad (5.8)$$

$S(t)$ fonksiyonun Hilbert dönüşümü alındığında (5.8) denklemi elde edilir. Bu denklemden sinyalin anlık zarf genliği (5.9) ve anlık frekans (5.10) denkleminin türevi) değerleri elde edilir.

$$|s(t)| = s_m(t) \quad (5.9)$$

$$(\omega t) = \arcsin\left(\frac{\hat{s}(t)}{s(t)}\right) \quad (5.10)$$

Bu denklemler zamanda ayırık sinyaller için aşağıdaki formüllerle hesaplanır. $x[n]$ giriş sinyali, $y[n]$ bu sinyalin Hilbert dönüşümü, $\dot{x}[n]$ ve $\dot{y}[n]$ değerlerin türevleri iken

$$A[n] = \sqrt{(x[n])^2 + (y[n])^2} \quad (5.11)$$

$$\omega[n] = \frac{\dot{y}[n] \cdot x[n] + y[n] \cdot \dot{x}[n]}{x^2[n] + y^2[n]} \quad (5.12)$$

$A[n]$ Hilbert dönüşüm yöntemiyle elde edilen genlik (sinyal gücü) değeri, $\omega[n]$ ise anlık frekans değeridir.

Bir önceki bölümde elde edilen süzölmüş RR aralığının zamana karşı elde edilen sinyalin Hilbert dönüşüm yöntemiyle 5.11 ve 5.12 deklemlerini kullanarak anlık frekans ve genlik değerleri hesaplanır.

Anlık frekans ve genlik değerleri ortalama değerleri etrafında gürültü özellikli artış ve azalış gösterdiğinden “median” süzgeç özelliği kullanılarak 60 pencere uzunluğuyla süzülür[31]. Farklı EKG verilerinden alınan hesaplanan genlik değerleri farklı olacağı için tüm seri boyunca ortalama değeri 1 olacak şekilde normalize edilir.

5.3.4 Hilbert Methodu ile Apne Sezimi

Hilbert dönüşüm yöntemiyle elde edilmiş olan anlık genlik ve frekans değerleri 5 dk.'lık pencereler halinde 1 dk. artırmak suretiyle analiz edilir. Her pencere için anlık frekans ve genlik değerlerinin ortalama, standart sapma ve 5 dk. içinde bu değerlerin daha önce belirlenmiş eşik değerlerini zamanın ne kadar oranda geçtiği hesaplanır. Hesaplanan değerler daha önce belirlenmiş eşik değerleriyle karşılaştırılır. Bu eşik değerleri [31]'de verilen eşik değerleri dikkate alınarak ve uzman tarafından apne görülen dakikalar tespit edilmiş bir EKG verisiyle denenerek ayarlanmaya çalışılmıştır. Elde edilen eşik değerleri Tablo 5.2'de verilmiştir.

Eşik Parametreleri	Değer
Ortalama Hilbert Genlik Değeri	0.8
Hilbert Genlik Standart Sapması	0.33
Ortalama Hilbert Frekans Değeri (Hz)	0.046
Hilbert Frekans Standart Sapması	0.005
Genliğin Eşik Değeri Geçmesi Zaman Oranı	0.3
Frekansın Eşik Değeri Geçmesi Zaman Oranı	0.3

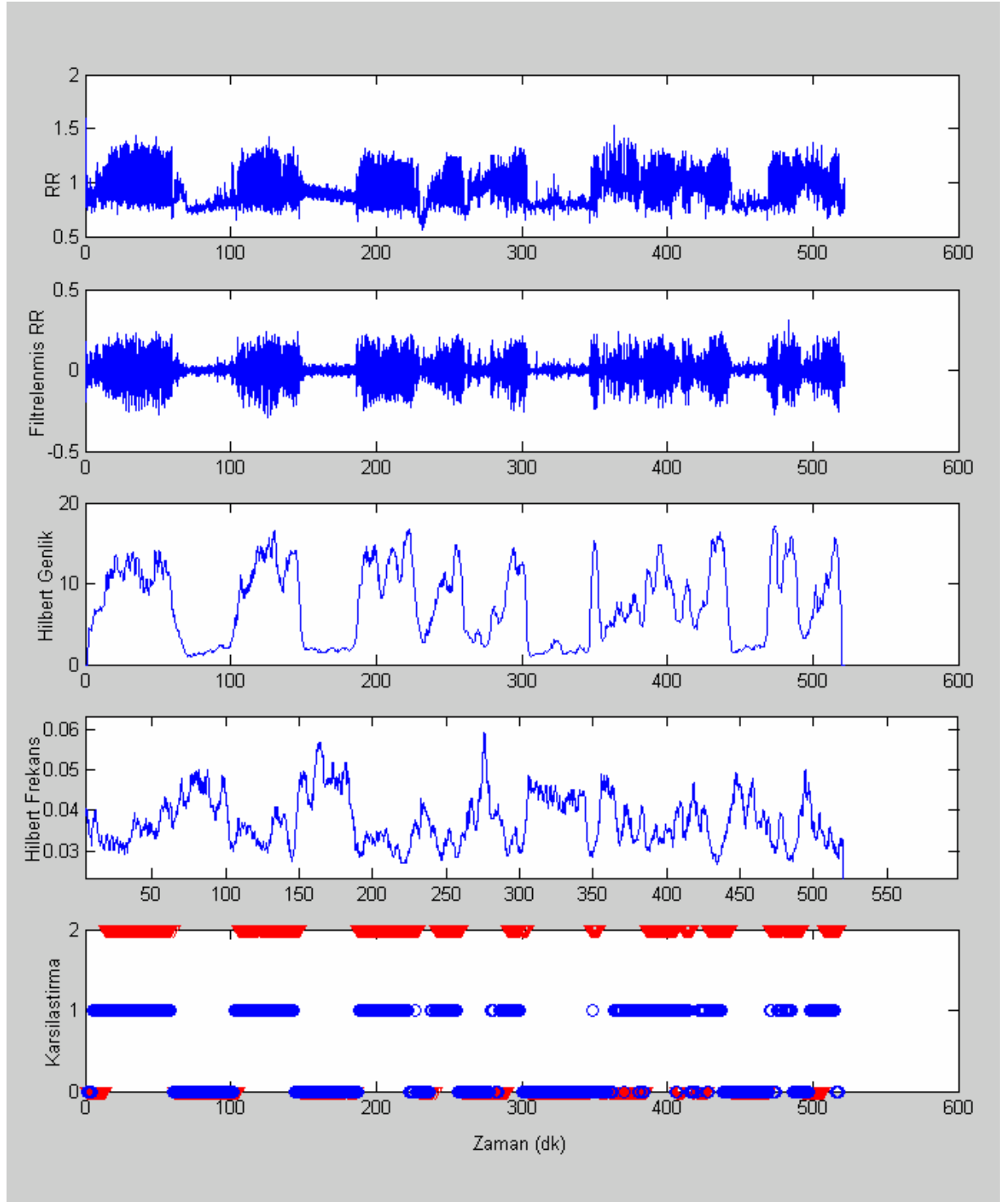
Tablo 5.2: Apne Sezim Eşik Değerleri

Hilbert dönüşüm yöntemi apne sezim aşamaları 8 saat süreli bir EKG verisi üzerinde Şekil 5.10'da gösterilmiştir. Bu veri “PhysioNet Computer in Cardiology” tarafından düzenlenen apne sezim yarışmasında da kullanılmış gerçek bir apne

hastasından alınmış EKG verilerinden biridir. İlk şekilde EKG verisinden QRS sezimi yapılarak RR aralıkları hesaplanmış kısım görülmektedir. Daha sonra sırasıyla süzölmüş RR, Hilbert dönüşüm yöntemiyle hesaplanan anlık genlik ve frekans değerlerinin “median” süzgeçten geçirilmiş hali görülmektedir. İkinci şekilde RR sinyali süzölerek yüksek ve çok düşük değerler ayrıştırılmıştır. Süzölmüş RR sinyalinin Hilbert dönüşümü yapılmış genlik ve frekans değerleri hesaplanıp ve “median” süzgeçten geçirilmiştir. Karşılaştırma şeklinde “2” ile işaretlenmiş kısımlar uzmanlar tarafından polisomnografi ile apne olduğu tespit edilen dakikalar, “1” ile işaretlenmiş kısımlar ise algoritmayla otomatik olarak eşik değerlerle karşılaştırma sonrası bulunan apne tespit edilmiş dakikaları göstermektedir. Ayrıca apne olan kısımda RR sinyalinin salınımına girdiği ilk şekilde gözle görülmektedir. Algoritma içinde kullanılan eşik değerler, 2000 yılında “PhysioNet Computer in Cardiology” tarafından düzenlenen EKG ile apne sezimi yarışmasında kullanılan apne hastalarında alınmış ve uzmanlar tarafından değerlendirilerek hastalığın olduğu zaman aralıkları tespit edilmiş veriler kullanılarak belirlenmeye çalışılmıştır.

5.3.5 Hilbert Dönüşüm Yöntemiyle Apne Sezimi Değerlendirmesi

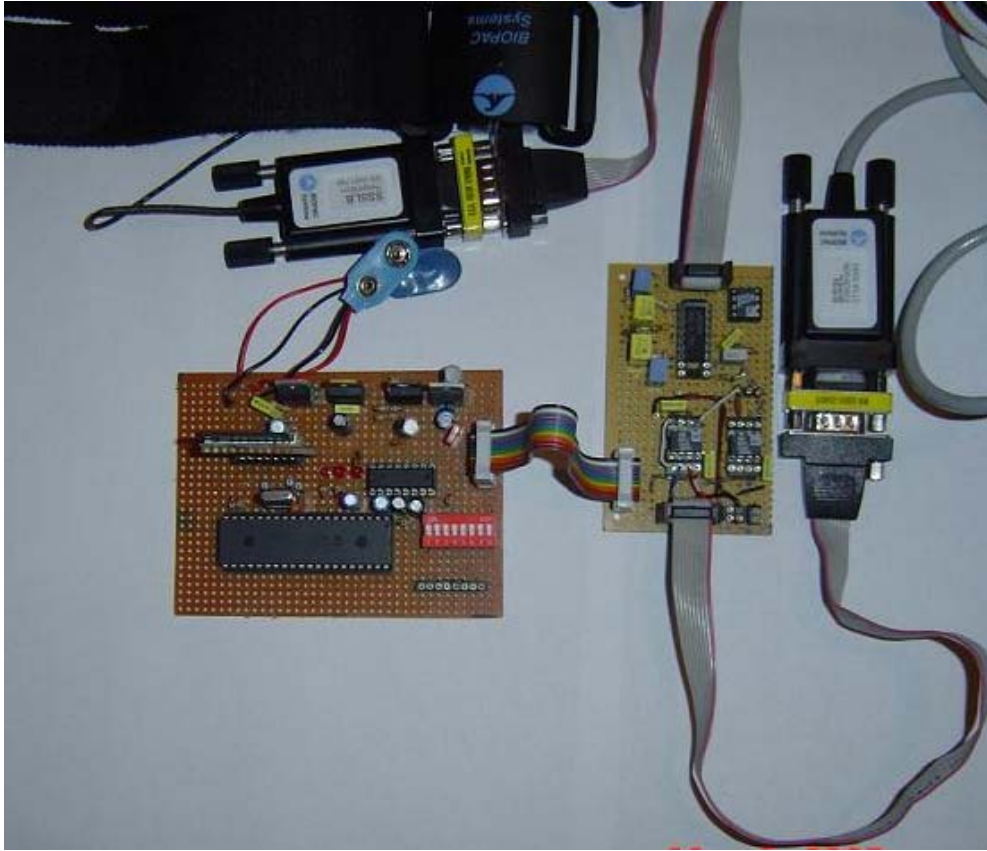
Hilbert dönüşümüyle gerçekleştirilen apne sezim algoritması eşik değerleri belirlendikten sonra apne hastalarından alınan “PhysioNet Computer in Cardiology” EKG verileri üzerinde test yapılmıştır. Bu verilerin hangi dakikalarında apne görüldüğü bilgisi polisomnografi sayesinde uzmanlar tarafından belirlenmiştir. Uygulanan algoritmayla otomatik olarak apne hastalığı tespit edilmiş dakikaların, polisomnografiyle tespit edilmiş dakikalara oranı alınarak başarı oranı çıkarılmıştır. Toplam 10 adet EKG verisinde %78 başarı oranıyla tıkayıcı uyku apne hastalıklı sürelerin sezimi yapılabilmektedir. Bu oran 4917 dk. EKG verisi için apne içerip içermediği bakımından 3850 dk. doğru sezim olarak gerçekleşmiştir. Apne sezim algoritması ile elde edilen bu apne tespiti başarı oranının, prototip cihaz ile EKG sinyali yanında kayıt edilen solunum sinyali ve ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerle analiz yapmak üzere geliştirilecek algoritmalarla ayrıca EKG üzerinden apne analizi yapan farklı algoritmalar seçilerek bu algoritmayla karşılaştırılması sonucu yapılacak algoritma iyileştirmesi sayesinde arttırılabileceği düşünülmektedir.



Şekil 5.10: Hilbert Yöntemi ile Apne Sezimi Adımları

6 Sonuç ve Değerlendirme

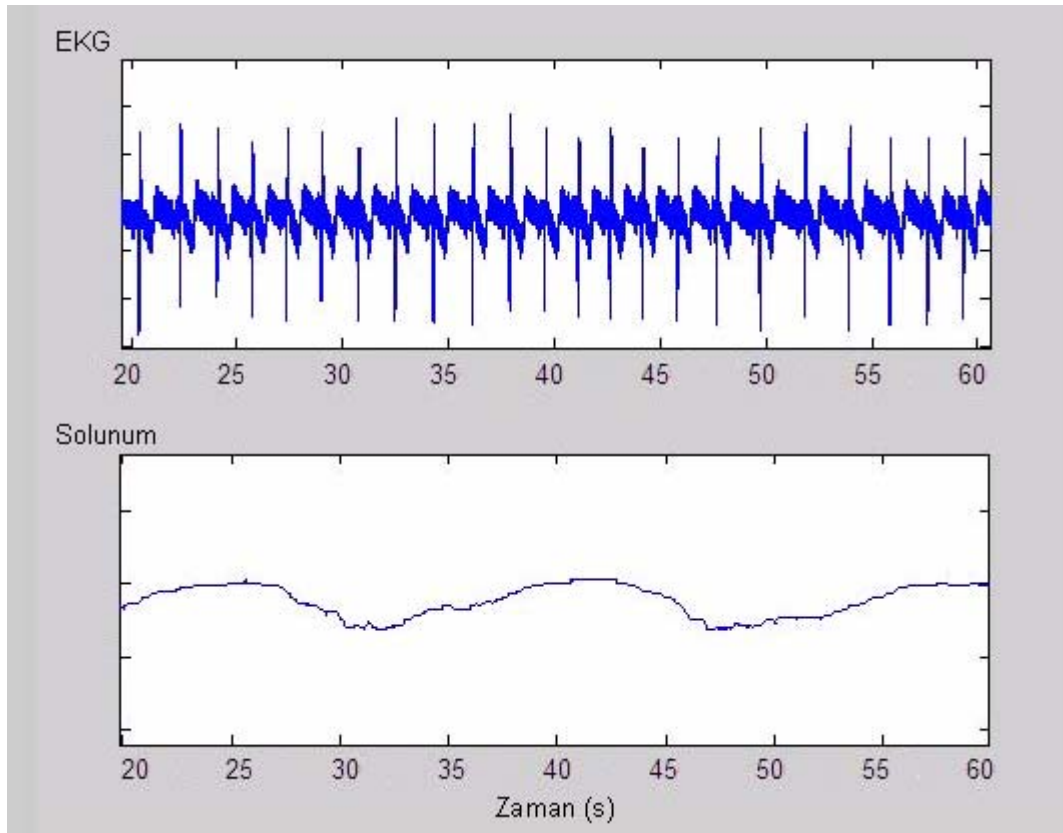
Bu çalışmanın amacı taşınabilir EKG görüntüleme sistemlerinin performanslarını farklı fizyolojik sinyallerin sayısal flash bellekler üzerine uzun süre kayıt edilmesiyle artırarak uykuda solunum durması (apne) hastalığında kullanmaktır. Çalışma kapsamında apne hastalığının teşhisine yönelik olarak EKG ve solunum sinyallerini, yüksek kapasiteli flash MultiMediaCard taşınabilir bellek üzerine aynı anda kaydetmek amacıyla Şekil 6.1’de gösterilen Holter Kayıt Cihazı tasarımı gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6.1: Holter Kayıt Cihazı

Gerçekleştirilen cihaz 3 adet analog girişi olacak şekilde tasarlanmıştır. Ancak çalışmada sadece 2 giriş denenmiştir. Ayrıca prototip üzerindeki kullanılan analog sayısal çeviricinin analog giriş sayısı 13’e kadar artırılabilir kapasiteye sahiptir. Bu sayede EKG ve solunum hareketinden başka ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerin kayıt edilmesine de olanak sağlayacaktır. Mikrodenetleyici üzerinde bulunan analog girişler üzerinden verilen fizyolojik sinyaller sayısala çevirilerek flash bellek (MMC) üzerine kayıt edilmektedir. Analog sayısal çevirim 1 kHz

örnekleme hızı ve 8 bit çözünürlükle yapılmaktadır. Holter cihazından alınmış bir kayıt Şekil 6.2’de verilmiştir.



Şekil 6.2: Holter Cihazı Tarafından Kayıt Edilmiş Sinyaller

Sayısal kayıtlar sayesinde fizyolojik sinyaller analog manyetik sistemlerde bulunan gürültülere maruz kalmadığı gibi sonuçlar bilgisayarlar üzerinde ayrıca ekipmanlara ihtiyaç duyulmadan analiz yapılabilmektedir. Ayrıca manyetik sistemler kapasitesinin düşük olması, boyutunun büyük olması, mekanik arızalar yaşanması bakımından dezavantajlara sahiptir. Geliştirilen cihaz sayesinde klasik Holter EKG cihazlarına ek sinyal ekleyerek hem Kalp-damar hastalıklarında hem de uyku-solunum çalışmalarında kullanılmak üzere cihazın potansiyel kullanım alanı genişletilmiştir. Bu çalışmayla yüksek kapasiteli flash bellek birimlerine kayıt işlemi gerçekleştirilmesi sayesinde elde edilen bilgi birikimi ile bu birimlerin farklı kullanım alanlarında da değerlendirilebilmesi imkanı sağlanabilmesi hedeflenmektedir.

Verinin Holter cihazıyla kayıt işlemi günümüzde çok yaygın bir şekilde kullanılan FAT dosya sistemine uygun bir şekilde yapılmaktadır. Bu sayede flash bellek üzerine kaydedilen verilere düşük maliyetli okuyucular veya artık bilgisayarlarda

standart olarak bulunan arayüzden kolayca ulaşılması sağlanmıştır. Böylece ayrıca büyük donanımlara gerek olmadan düşük maliyete esnek bir yapıda veri kaydı sağlanmış olur. Ayrıca bu durum veri transferini ve sinyalin farklı programlar tarafından kullanılmasını kolaylaştırmıştır.

Yalnızca EKG sinyalinden apne seziminde kullanılmak QRS sezim algoritmaları geliştirilmiştir. QRS komplekslerinin sezimini gerçekleştirilmek üzere 3 değişik (sayısal süzgeç tabanlı, türev tabanlı, yüksek derece istatistik tabanlı) algoritma seçilerek yazılmış ve bu algoritmaların karşılaştırması yapılmıştır. Karşılaştırma normal bir EKG sinyali üzerine farklı gürültüler uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Yapılan karşılaştırma sonucu sayısal süzgeç tabanlı algoritmanın kas kasılması, solunum ve taban kayması gürültüsünde, türev tabanlı algoritmanın kas kasılması ve taban kayması gürültüsünde, yüksek derece istatistik parametre tabanlı algoritmanın tüm gürültü çeşitlerinde hatalar verdiği tespit edilmiştir. Sayısal süzgeç tabanlı algoritmanın sabit eşik değerine sahip olması, yüksek dereceli istatistik tabanlı algoritmanın yüksek işlem gücü, türev tabanlı algoritmanın diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar vermesi gözönüne alınarak türev tabanlı algoritma apne sezim algoritmasıyla birlikte kullanılmak üzere seçilmiştir.

Uykuda apne hastalığının yalnızca EKG sinyali üzerinden sezimine yönelik literatür araştırması yapılmıştır. Yapılan bu araştırma sonucu algoritmaların özellikle tıkalıcı uyku apnesinde görülen periyodik kalp ritim değişikliklerini kullanarak farklı yöntemlerle hastalığı teşhis etmeye çalıştığı görülmüştür. Apne teşhisine üzerine geliştirilen algoritmaların özellikle tıkalıcı apne hastalığında görülen kalp ritimlerinin periyodik değişiminin sezimini gerçekleştirdiği anlaşılmıştır. Bu yöntemlerden 2000 yılında J.E. Mietus tarafından geliştirilen, Hilbert dönüşümü yöntemine dayalı olan bir algoritma seçilmiş ve bunun üzerinde çalışılmıştır. Geliştirilen algoritmayla apne hastalarından alınan “PhysioNet Computer in Cardiology” EKG verileri üzerinde test yapılmış ve %78 başarı oranıyla tıkalıcı uyku apne hastalıklı sürelerin sezimi yapılmıştır. Apne sezim algoritması ile elde edilen bu apne tespiti başarı oranının prototip cihaz ile EKG sinyali yanında kayıt edilen solunum sinyali ve kandaki oksijen doyumu gibi ileride eklenebilecek fizyolojik sinyallerle analiz yapmak üzere geliştirilecek algoritmalarla ayrıca EKG üzerinden apne analizi yapan farklı algoritmalar seçilerek bu algoritmayla

karşılaştırılması sonucu yapılacak algoritma iyileştirmesi ile arttırılabileceği düşünülmektedir. Ayrıca çalışmanın kapsamı genişletilip gerçek zamanlı sinyal işlemeyle nefes ve kalp atışlarındaki ritim bozuklarının tespiti sonucu uyarı vererek hayati sorunları kullanıcıya bildirebilmesi yararlı olacaktır. Holter cihazına ayrı bir zamanlayıcı ile gerçek zamanın veri olarak kaydedilmesi fizyolojik değerlendirme aşamasında faydalı bir bilgi olacaktır.

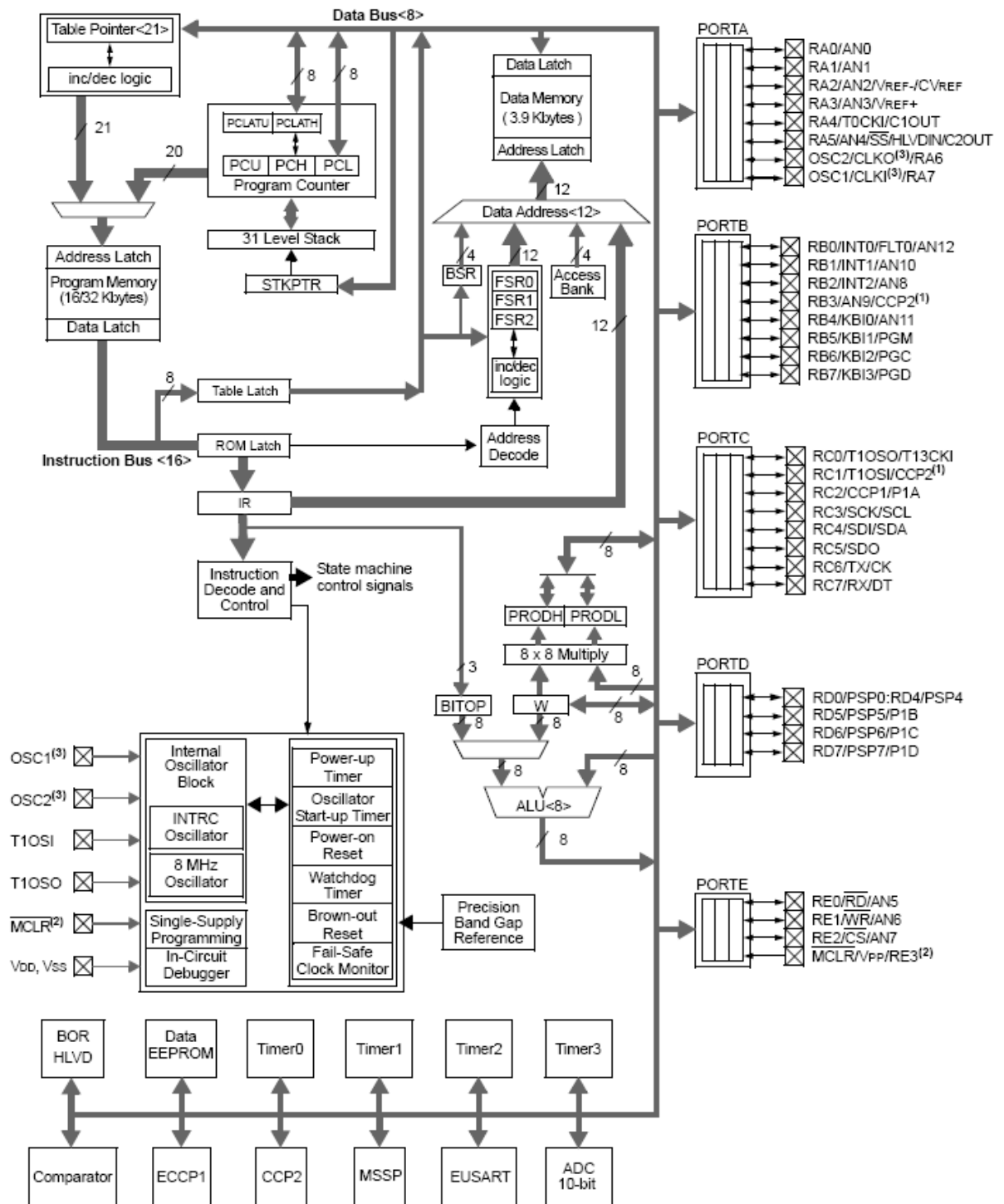
KAYNAKLAR

- [1] Jose Segura-Juarez, David Cuesta-Frau, A microcontroller Based Portable Electrocardiograph Recorder, Vol.51, No.9, pp.1686-1690, 2004
- [2] U.S. Department of Health and Human Services, NIH Publication No. 95-3798, September 1995
- [3] <http://www.duzen.com.tr>,
Düzen Laboratuvarlar Grubu
- [4] <http://uykubozuklugu.uludag.edu.tr/uykudasolunumbozukluklari.htm>,
Prof.Dr.Mehmet Karadağ, Dr.Zekiye Yavuz
- [5] http://tr.wikipedia.org/wiki/uyku_apnesi
- [6] http://www.tr.net/saglik/ruh_sagligi_uyku_bozukluklari2.shtml,
Doç. Dr. Sadık Ardıç
- [7] <http://www.ambulancetechnicianstudy.co.uk/ecgbasics.html>,
Nixon Mcinnes
- [8] <http://www.elektrokardiyografi-vikipedi.htm>
- [9] http://faculty.plaattsburgh.edu/david.curry/images/ECG_leads,
David G. Curry
- [10] <http://www.uihealthcare.com/index.html>,
University of Iowa Hospitals and Clinics
- [11] http://www.webmd.com/hw/heart_disease/aa10253.asp,
PhD. Kattie Payne
- [12] <http://www.medical systems.com/xr300.htm>,
Nova Medical Systems Corp.
- [13] http://www.braemarinc.com/analog_products.html,
Braemar Inc.
- [14] <http://www.integrated-medical.com>,
Integrated Medical Devices Inc.
- [15] Joao Luiz Azevedo de Carvalho, Adson Ferreira da Rocha, Development of a Matlab Software for Analysis of Heart Rate Variability, ICPS'02 Proceedings, University of Brasilia, Department of Electrical Engineering, Brasilia, DF, Brazil, pp.1488-1491, 2002
- [16] P de Chazal, C Heneghan, Automatic Classification of Sleep Apnea Epochs Using the Electrocardiogram, IEEE Computers in Cardiology Vol.27, pp.745-748, 2000
- [17] <http://www.anaesthetist.com/icu/organs/heart/ecg>,
Lara Hopley and Jo van Schalkwyk

- [18] <http://www.nisancisaglik.com/angina.asp>,
Prof. Dr. Yılmaz NİŞANCI
- [19] http://www.cardionetics.com/docs/healthcar/ecg/isch_bd.htm,
Cardionetics Limited
- [20] <http://www.wikipatents.com/4930075.html>
- [21] T.Penzel, J.McNames, P de Chazal, Systematic Comparison of Different Algorithms for Apnoea Detection Based on Electrocardiogram Recordings, Medical & Biological Eng. Computing, Vol.40, pp.402-407, 2002
- [22] <http://en.wikipedia.org/wiki/Apnoea>
- [23] <http://www.uykum.com/horlama.php>,
Prof. Dr. Hakan Kaynak
- [24] <http://classes.kumc.edu/cahe/respcared/cybercas/sleepapnea>,
The University of Kansas Medical Center
- [25] <http://en.wikipedia.org/wiki/SleepApnea>
- [26] Neil J.Douglas, Home Diagnosis of the Obstructive Sleep Apnoea Hypopnoea Syndrome, Sleep Medicine Reviews, Vol.7, No.1, pp.53-59, 2003
- [27] Tacım Deniz, Flash Multimediacard Bellekli Taşınabilir Çok Amaçlı Sayısal Kayıt Cihazı Tasarımı ve Gerçekleştirilmesi, Hacettepe Üniversitesi Yüksek Lisans Tez Çalışması, 2005
- [28] <http://www.analogdevices.com>,
Analog Devices Inc.
- [29] The Multimediacard System Summary, MMCA Ver 4.1, 2005
- [30] Samsung MultimediaCard Product Datasheet, Ver 0.3, September 2005
- [31] JE Mietus, C-K Peng, PCh Ivanov, AL Goldberger, Detection of Obstructive Sleep Apnea from Cardiac Interbeat Time Series, Computers in Cardiology, Vol. 27, pp. 753-756, 2000
- [32] Friesen, G.M., Janett, T.C., Jadallah, M.A., Yates, S.L., Quint, S.L., Nagle, H.T., A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.37, No.1, pp. 85 – 98, 1990
- [33] Ivaturi, S.N. Murthy, Mandayam R. Rangaraj, New Concepts for PVC Detection, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.26, No.7, BME-26, 1979
- [34] Kostas I. Panoulas, Leontios J. Hadjileontiadis, Enhancement of R-Wave Detection in ECG Data Analysis using Higher-Order Statistics, Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference Istanbul, Turkey, pp.344-347, 2001
- [35] <http://www.physionet.org/events/hrv-2006/mietus-2.pdf>,
Joseph E. Mietus

- [36] http://en.wikipedia.org/wiki/File_Allocation_Table
- [37] W.A.H. Englese, C. Zeelenberg, A single scan algorithm for QRS detection and feature extraction, IEEE Computer in Cardiology, Vol.6, pp. 37 – 42, 1979

Ek 1 18F4520 Mikrodenetleyici Blok Şeması [28]



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Özgür KARADENİZ

Doğum Yeri : KAYSERİ

Doğum Yılı : 1977

Medeni Hali : Bekar

Eğitim ve Akademik Durumu:

Lise: 1991 - 1994 Mimar Sinan Lisesi / ANKARA

Lisans: 1994 - 1999 Hacettepe Üniversitesi Elektrik ve Elektronik
Mühendisliği Bölümü / ANKARA

Yabancı Dil: İngilizce

İş Tecrübesi:

1999-2004 Üretim, Test Mühendisi, ASELSAN A.Ş., ANKARA

2005-2007 Uydu Haberleşme Sistemleri Sistem Mühendisi, ASELSAN
A.Ş., ANKARA