



T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ZİGBEE TABANLI MOBİL SAĞLIK İZLEME SİSTEM TASARIMI VE UYGULAMASI

Nusret BAŞÇİFCİ

YÜKSEK LİSANS

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR

SİSTEMLERİ EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

ŞUBAT-2011

KONYA

Her Hakkı Saklıdır

TEZ KABUL VE ONAYI

Nusret BAŞÇİFCİ tarafından hazırlanan "Zigbee Tabanlı Mobil Sağlık İzleme Sistem Tasarımı ve Uygulaması" adlı tez çalışması 16/02/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği / ~~oy çokluğu~~ ile Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	**İmza**
Başkan (Danışman) Yrd.Doç.Dr. Adem Alpaslan ALTUN	.....
Üye Yrd.Doç.Dr. Hasan Erdinç KOÇER	.....
Üye Yrd.Doç.Dr. Mesut GÜNDÜZ	.....

Yukarıdaki sonucu onaylarım.

Prof. Dr. Bayram SADE
FBE Müdürü

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

Nusret BAŞÇİFCİ

Tarih: 16.02.2011

ÖZET

YÜKSEK LİSANS

ZİGBEE TABANLI MOBİL SAĞLIK İZLEME SİSTEM TASARIMI VE UYGULAMASI

Nusret BAŞÇİFCİ

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Adem Alpaslan ALTUN

2011, 80 Sayfa

Jüri
Yrd. Doç. Dr. Adem Alpaslan ALTUN
Yrd. Doç. Dr. Hasan Erdinç KOÇER
Yrd. Doç. Dr. Mesut GÜNDÜZ

Bu tez çalışmasında biyoelektrik işaretlerden olan EKG işaretlerinin kablosuz olarak bilgisayar ortamına aktarılması tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. EKG algılayıcısı olarak tasarlanan devre; EKG kemeri, enstrümantasyon yükselteci, filtreleme ve sinyal bindirme birimlerinden oluşmuştur. EKG işaretleri, EKG algılayıcı devrenin çıkışında 0-1,5 V arasında sabitlenmiş ve MSP430F2274 mikrodenetleyicisi kullanılarak sayısallaştırılmıştır. İşaretlerin kablosuz iletimi aşamasında; bir kablosuz haberleşme standardı olan IEEE 802.15.4 (LR-WPAN) temelli ZigBee protokolüne sahip MSP430 RF2480 geliştirme kiti kullanılmıştır. Bu geliştirme kitinin modüllerine yazılım geliştirilmesi amacıyla, IAR Embedded Workbench IDE programının MSP430 ailesi için geliştirilmiş sürümü kullanılmıştır. Bu yazılımda Z-STACK kaynak kodlu ZASA kullanılmıştır ve bu kaynak kodlar EKG işaretlerinin kayıpsız elde edilebilmesi amacıyla düzenlenmiştir. Bilgisayar ortamına aktarılan EKG işaretlerinin grafiği nesne tabanlı bir programlama dili olan Visual Studio 2010 C# kullanılarak çizdirilmiştir. Geliştirilen programa nabız sesleri ve nabız bulma algoritması eklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: EKG, Kablosuz veri iletimi, Kişisel alan ağı, Mikrodenetleyici, ZigBee

ABSTRACT

MS THESIS

ZIGBEE-BASED MOBILE HEALTH MONITORING SYSTEM DESIGN AND APPLICATION

Nusret BAŞÇİFCİ

Selçuk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Electronic and Computer System Education

Advisor: Asst. Prof. Dr. Adem Alpaslan ALTUN

2011, 80 Pages

Jury
Asst. Prof. Dr. Adem Alpaslan ALTUN
Asst. Prof. Dr. Hasan Erdinç KOÇER
Asst. Prof. Dr. Mesut GÜNDÜZ

In this thesis, transferring ECG signals, which are one of the bioelectric signals, wirelessly to computer environment was designed and implemented. The circuit that designed as ECG sensor consists of ECG belt, instrumentation amplifier, filtering and signal shifting units. ECG signals are adjusted between 0 V to 1.5 V in the output of the ECG sensor circuit and it digitized by using MSP430F2274 microcontroller. In the phase of the wireless transmission of signals, IEEE 802.15.4 (LR-WPAN) based MSP430 RF2480 development kit, which has ZigBee protocol was used. In the software development phase, the version of IAR Embedded Workbench IDE software for MSP430 family was used. In the development process of the software ZASA was used which is the source code of Z-STACK. These source codes were organized for obtaining ECG signals lossless. The graphics of ECG signals was plotted by Visual Studio 2010 C# which is an object oriented programming language. Features such as pulse sounds and pulse detection algorithm have been added to the developed program.

Keywords: ECG, Microcontroller, Personal area network, Wireless data transmission, ZigBee

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans tez danışmanlığımı üstlenerek; gerek konu seçimi gerekse çalışmaların yürütülmesi sırasında ilgi ve desteğini esirgemeyen hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Adem Alpaslan ALTUN'a, çalışmalarım sırasında hiçbir desteği benden esirgemeyen maddi manevi her türlü bana destek veren aileme teşekkürlerimi sunarım.

Nusret BAŞÇİFCİ

KONYA-2011

İÇİNDEKİLER

ÖZET ..... **iv**
ABSTRACT ..... **v**
ÖNSÖZ ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **ix**
TABLOLAR LİSTESİ ..... **xi**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **xii**
1. GİRİŞ **1**
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI **4**
3. BİYOELEKTRİK İŞARETLER VE KALP **7**

3.1. Biyoelektrik işaretlerin oluşumu 7
3.2. Biyoelektrik işaretlerin ölçülmesi 8
3.3. Kalbin fizyolojik yapısı 9

4. ELEKTROKARDİYOGRAM **12**

4.1. Temel dalgalar 12
4.2. Voltaj ve zaman ayarı 14
4.3. Normal voltajlar 14
4.4. Elektrokardiyografik derivasyonlar 14
4.4.1. Bipolar derivasyonları 15
4.4.2. Unipolar derivasyonları 16
4.4.3. Göğüs derivasyonları 17
4.5. Elektrokardiyografi ile neler ölçülür 18
4.6. Elektrokardiyografi ile teşhis edilebilen tıbbi problemler 18
4.7. Elektrokardiyografi kaydı yapılırken dikkat edilecek hususlar 20

5. EKG TASARIM İLKELERİ **21**

5.1. Elektrotlar 21
5.1.1. Yüzey elektrotları 21
5.1.2. Doku içi elektrotlar 22

5.1.3. Mikroelektrotlar 23
5.2. İşlemsel yükselteçler 23
5.3. Filtreler 25
5.4. Analog-sayısal dönüştürücüler 26

6. IEEE 802.15.4 ZİGBEE PROTOKOLÜ 29

6.1. ZigBee cihaz ve aygıt tipleri 31
6.2. ZigBee katmanları 33
6.3. Haberleşme tekniği (CSMA/CA) 35
6.4. ZigBee güvenlik hizmetleri 36
6.5. ZigBee'de mesafe ve doğruluk 36
6.6. ZigBee'nin kullanım alanları 37

7. MATERYAL VE METOT 38

7.1. Sağlık izleme sistem tasarımı 39
7.1.1. Elektrot katman tasarımı 41
7.1.2. Yükselteç katman tasarımı 42
7.1.3. Filtre katman tasarımı 44
7.1.4. ADC ve iletim katmanı 47
7.2. Modül bileşenleri 51
7.2.1. MSP430F2274 51
7.2.2. ZigBee alıcı-vericisi: CC2480 53
7.2.3. Modül programlama 55
7.3. EKG görüntüleme programı 58

8. ZİGBEE TABANLI MOBİL SAĞLIK İZLEME SİSTEMİ VE PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ 60
9. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 63
10. KAYNAKLAR 65
ÖZGEÇMİŞ 68

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3. 1. Hücrenin aksiyon potansiyeli ölçümü 8
Şekil 3. 2. Kalbin fiziksel yapısı 9
Şekil 3. 3. Sistol ve diyastol çevrimleri ile EKG ve FKG ilişkisi 10
Şekil 4. 1. Elektrokardiyogramın temel dalgaları 12
Şekil 4. 2. Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları 13
Şekil 4. 3. Bipolar taraf derivasyonları ölçüm düzeneği 15
Şekil 4. 4. Normal bipolar derivasyonları 16
Şekil 4. 5. Normal unipolar derivasyonları 17
Şekil 4. 6. Göğüs derivasyonları elektrot yerleşim düzeni 17
Şekil 4. 7. Normal göğüs derivasyonları 18
Şekil 5. 1. Elektrot eşdeğer devre modeli 21
Şekil 5. 2. Yüzey elektrot çeşitleri 22
Şekil 5. 3. Dahili elektrotlar 23
Şekil 5. 4. Mikroelektrotlar 23
Şekil 5. 5. İşlemsel yükselteç sembolü 24
Şekil 5. 6. Pasif ve aktif filtreler 25
Şekil 5. 7. Analog işaretlerin ölçülmesi 26
Şekil 5. 8. Analog – sayısal ve sayısal-analog çeviriciler 27
Şekil 5. 9. 3-bit A/D dönüştürücü için giriş gerilimine göre çıkış geriliminin kodlanmış görünümü 28
Şekil 6. 1. ZigBee aygıtları simülasyonu 32
Şekil 6. 2. ZigBee katmanları 33
Şekil 6. 3. CSMA haberleşme tekniği akış diyagramı 35
Şekil 6. 4. ZigBee kullanım alanları 37
Şekil 7. 1. Donanım blok diyagramı 38
Şekil 7. 2. Yazılım blok diyagramı 39
Şekil 7. 3. Tasarlanan sistemin EKG devresi 40
Şekil 7. 4. Gerçekleştirilen sistemin EKG devresi 40
Şekil 7. 5. Algılayıcı olarak kullanılan EKG kemeri 41
Şekil 7. 6. Tipik bir enstrümantasyon yükselteç devresi 42
Şekil 7. 7. AD620 harici direnç değerine göre kazanç durumu 43
Şekil 7. 8. AD620'de frekans değişiminin CMRR'ye etkisi 44

Şekil 7. 9. Bant geçiren pasif filtre 45
Şekil 7. 10. Bant geçiren filtrenin frekans-kazanç grafiği 45
Şekil 7. 11. EKG işareti ve 50 Hz gürültü 46
Şekil 7. 12. 50 Hz çentik filtre devresi 46
Şekil 7. 13. 50 Hz çentik filtre frekans-kazanç grafiği 47
Şekil 7. 14. EKG işaretlerinin pozitif düzleme çekilme devresi 48
Şekil 7. 15. ADC birimi blok diyagramı 49
Şekil 7. 16. EZ430-RF2480 geliştirme kiti 50
Şekil 7. 17. MSP430F2274 mikrodenetleyicisi blok diyagramı 51
Şekil 7. 18. MSP430F2274 ve kullanılan harici donanım birimleri 52
Şekil 7. 19. CC2480 ve bir mikrodenetleyici blok şeması 53
Şekil 7. 20. CC2480 ve harici donanım birimleri 54
Şekil 7. 21. IAR Embedded Workbench IDE programı 55
Şekil 7. 22. EKG görüntüleme programı ara yüzü 58
Şekil 7. 23. Koordinatörden bilgisayara gelen veri paketleri 59
Şekil 8. 1. Taraf derivasyon görüntüleri 61
Şekil 8. 2. Göğüs derivasyon görüntüleri 62

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 5. 1. Aktif filtre ve pasif filtre özellikleri 25
Tablo 6. 1. ZigBee protokolü frekans bantları ve özellikleri 29
Tablo 6. 2. Kablosuz ağların karşılaştırılması 31
Tablo 6. 3. ZigBee'nin ortama göre iletim mesafesi 36

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltmalar

ADC	: Analog to Digital Converters
BAN	: Body Area Network
CMRR	: Common Mode Rejection Ratio
CSMA	: Carrier Sense Multiple Access
DAC	: Digital to Analog Converters
EEG	: Electroencephalogram
EKG	: Elektrokardiyogram
EMG	: Elektromiyogram
FFD	: Full Function Device
FKG	: Fonokardiyogram
FM	: Frequency Modulation
FPGA	: Field Programmable Gate Array
FSK	: Frequency Shift Keying
Hz	: Hertz
ISM	: Industrial, Scientific And Medical
kbps	: Kilo bit per second
LR-WPAN	: Low Rate- Wireless Personel Area Network
RFD	: Reduced Function Device
SOIC	: Small-Outline Integrated Circuit
WSN	: Wireless Sensor Network
ZC	: ZigBee Coordinator
ZED	: ZigBee End Device
ZR	: ZigBee Router

1. GİRİŞ

Ülkemizde meydana gelen ölümlerin büyük bir oranını kalp hastalıkları oluşturmaktadır. Türkiye genelinde 1990-2008 yıllarını kapsayan Tekharf çalışmasında koroner kalp hastalığından ölen yetişkinlerin oranı % 40'lık bir pay ile başı çekmektedir (Onat, 2009). Yani ülkemizde her on bireyden dördünün ölüm nedeni kalp hastalığıdır.

Kalp hastalığının nedenleri kadar, kalp hastası olmuş bir bireyin hastalığının teşhis ve tedavi sürecinde uygulanacak yöntemlerde önem arz etmektedir. Kalp hastalığı teşhisinde kullanılan cihazların gelişen teknoloji ile özelliklerinin ve hassasiyetlerinin artırılmasına yönelik çalışmalar yapılmaktadır.

EKG cihazı; hekime, kalp hastalığını teşhis etme aşamasında kalp sağlığı hakkında önemli veriler sağlar. Teşhis aşamasında tek başına yeterli olmamakla birlikte EKO ve ANJIO'dan farklılıkları kolay kullanılabilirliği, her hekim tarafından iyi bilinmesi ve kalp hastalığı belirtisinin hissedildiği durumlarda ilk başvurulan cihaz olması gibi özelliklere sahiptir. EKG cihazına, gelişen teknoloji ile birlikte yeni özellikler eklenmekte ve var olan donanımlarının da hassasiyeti artırılmaktadır.

Standart bir EKG cihazının donanımını katmanlara ayıracak olursak, bu katmanlar ve görevleri şu şekildedir. Elektrot katmanı, vücut yüzeyinden çok düşük genliklerdeki iyonik akımları (biyoelektrik işaretler) algılar ve bu iyonik akımları elektrik akımlarına dönüştürülmesini sağlar. Enstrümantasyon (yükselteç) katmanı, elektrot katmanından gelen düşük genlikteki işaretlerin belirli bir seviyeye yükseltilmesi işlemini gerçekleştirir. Çentik filtre katmanı, şebeke hattı geriliminden kaynaklanan 50 Hz'lik şebeke gürültüsünü zayıflatır. Filtre katmanı, EKG işaretlerini diğer işaretlerden (gürültülerden) arındırır. ADC katmanı, elde edilen analog işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülüp görüntüleme katmanına aktarılmasını sağlar. Görüntüleme katmanı, kendisine iletilen işaretlerin bir grafik halinde görüntülenmesini sağlar.

Bu tez çalışmasında algılama katmanında kullanılan standart yüzey elektrotları yerine vücuda göre esneklik sağlayabilen (50-80 cm) bütün derivasyon çeşitlerinde kullanılabilen, kabloları ve bağlantıları plastik yapının içerisinden geçirilmiş, elektrotları bakır ve Ag-AgCI kaplamalı EKG kemeri kullanılmıştır. Yükselteç katmanında ise giriş algılama (input ofset) voltajı 50 μV olan Anolog Device firmasının bir yükselteci olan AD620 kullanılmıştır. Çentik filtre katmanında şebeke kaynaklı 50 Hz'lik gürültüyü engellemek için gürültüyü 200 kata kadar zayıflatabilen ikinci dereceden aktif filtre kullanılmıştır. Filtre katman tasarımında EKG sinyalinin frekans

bant aralığı dikkate alınarak 0,05-150 Hz arasını filtreleyen bant geçiren pasif filtre kullanılmıştır. Elde edilen analog verinin sayısal veri haline dönüştürmesi işlemi, MSP430F2274 işlemcisinin dahili 10 bitlik hassasiyete sahip ADC'si kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Sayısala dönüştürülen verilerin görüntü katmanına ulaştırılabilmesi amacıyla kullanılan iletim katmanında ise veriler, kablosuz ağ kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Böylece, tasarlanan sisteme kablosuz ağların özelliklerinden olan hareketlilik, kolay erişim, zaman tasarrufu ve düşük maliyet gibi özellikler kazandırılmıştır. İletim katmanında bir kablosuz ağ teknolojisi olan ZigBee protokolünün, IEEE 802.15.4 standardı temelli ve karmaşık ağ yapılarına verdiği destek, kendine özgü araç tipleri ile çeşitli radyo frekanslarında iletim yapabilme, ağ boyutu, düşük maliyeti, güvenliği ve enerji tasarrufu gibi üstün özelliklerinden yararlanılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızda Texas Instruments firmasının geliştirmiş olduğu ZigBee 2006 protokolüne sahip EZ430 RF2480 geliştirme kiti kullanılmıştır. Bu kitin üzerinde çalışacak olan yazılımın geliştirilme aşamasında, IAR Embedded Workbench IDE programı kullanılmış ve kod yazılımı esnasında Z-Stack kodlarından faydalanılmıştır.

İletim katmanından gönderilen veriler, nesne tabanlı bir programlama dili olan Visual Studio 2010 C#'da geliştirilen program aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Geliştirilen program; gelen verilerin grafiğini çizme, kaydetme, önceki kayıtları tekrar izleme, nabız sesi ve nabız sayısını gösterme gibi özelliklere sahiptir.

Tezi oluşturan bölümler kısaca açıklanacak olursa;

Tezin ikinci bölümü olan kaynak araştırması bölümünde, bu çalışmadan önce yapılan çalışmalardan kısaca bahsedilmiş ve çalışmaların önemli görülen kısımları vurgulanmıştır.

Üçüncü bölümünde, biyolojik işaretlerin oluşumu, algılanması ve kalp fizyolojisine değinilmiştir.

Dördüncü bölümde, Elektrokardiyogramı oluşturan temel dalgalar ve bu temel dalgaların genlikleri, elektrokardiyografik derivasyon çeşitleri, EKG ile neler ölçülebildiği, EKG ile teşhis edilebilen tıbbi problemler ve EKG kaydı yapılırken dikkat edilecek hususlar anlatılmıştır.

Beşinci bölümde, elektrotlar ve elektrot çeşitleri, işlemsel yükselteçler, filtreler ve analog-sayısal dönüştürücüler hakkında bilgi verilmiştir.

Altıncı bölümünde, IEEE 802.15.4 tabanlı ZigBee protokolü, ZigBee cihaz ve aygıt tipleri, ZigBee katmanları, güvenlik hizmetleri ve ZigBee'nin kullanım alanları anlatılmıştır.

Yedinci bölümde, sağlık izleme sistem tasarımı ve tasarımın katmanlarından olan elektrot katmanı, yükselteç katmanı, filtre katmanı ve ADC-iletim katman tasarımları anlatılmıştır. Bir modülü oluşturan (MSP430F2274 mikrodenetleyicisi ile CC2480 ZigBee alıcı-vericisi) donanımlar ve modül programlama konusu anlatılmıştır.

Sekizinci bölümde ise, gerçekleştirilen sağlık izleme sisteminin son aşaması olan bilgisayar ortamında EKG grafiğinin çizdirilmesi, geliştirilen programın özellikleri ve elde edilen derivasyon görüntüleri verilmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

EKG'nin temeli 1786 yılında, Galvani tarafından bir deney sırasında neşteri ölü bir kurbağanın bacağına dokundurmasıyla kurbağa bacağındaki kasların kasılışını gözlemlemesiyle atılmıştır (Jenkins, 2009). Kalbin elektrik akımları ise ilk kez 1876'da kaydedilmiştir. Wilhelm Einthoven 1903 yılında, galvonmetrik esasa dayalı bir sistem kullanarak kalbin oluşturduğu elektriksel aktiviteleri yazdırmayı başarmıştır. Einthoven ayrıca standardizasyon, elektrotların seçimindeki kurallar, EKG dalgalarının harflerle isimlendirilmesi ve kayıt hızı gibi konuları da tasarlamış ve uygulamaya koymuştur. Sistem bütünüyle 1908'de tamamlanmıştır. EKG ile çeşitli aritmiler 1909'da yazdırılmış ve akut miyokard infarktüsü örneği Eppinger ve Rothberger tarafından aynı yıl tespit edilmiştir. Frank Wilson ve arkadaşları da 1930'lu yıllarda standart derivasyonları geliştirmişlerdir. Direkt yazdırma sistemi 1950'li yıllarda gerçekleştirilmiş ve EKG rutin klinik kullanıma girmiştir (Esmaray 1998).

ZigBee teknolojisi, uzaktan izleme, kontrol ağları uygulamalarında ve geniş çaplı kablosuz ağların daha düşük maliyet ve güç tüketimi ile oluşturulmasında kullanılabilmektedir. ZigBee-temelli cihazlar uzun yıllar boyunca, üzerlerindeki pilleri ile çalışarak verilen izleme görevini yerine getirebilmektedirler. ZigBee teknolojisi güçlü mesh ağı teknolojilerini de desteklemektedir. Bu teknoloji ev, askeri, zirai, tıbbi ve ticari uygulamalarda kullanılabilir ve sismik, termik, manyetik ve görsel algılayıcıları kapsar (Karauslu, 2009).

Pettis ve ark. (1999) tarafından yapılan çalışmada; EKG işaretlerinin kablosuz haberleşme kullanılarak iletildiği ilk çalışmadır. "12-Kanallı Elektrokardiyogramların Kardiyolog Yorumları İçin El Bilgisayarı Ekranlarının Değerlendirilmesi" adlı çalışmada; 12 kanallı EKG işaretlerinin uzak konumlardan kardiyologların el bilgisayarlarına iletimi sağlanmıştır. Çalışmada; 12 kanallı EKG'lerin yorumlanmasında el bilgisayarının sıvı kristal görüntüleme (LCD) ekranında etkinliği test etmek üzere 20 adet standart EKG örneği seçilmiştir. Bu örnekler, 10 kardiyolog tarafından el bilgisayarı üzerinde ve standart EKG kağıtları üzerinde yorumlanmıştır. Kardiyologların, LCD ekranında ve EKG kağıtları üzerindeki yorumları büyük oranda benzerlik göstermiştir.

Kardiosis Kardiolojik Tanı Sistemleri adlı firmanın, "Kardiosis-PC EKG Sistemi" adı verdiği çalışmasında; EKG sinyallerinin izlenmesi, kaydedilmesi, inceleme ve arşivlenmesi, bazı ölçümlerin yapılması, geliştirilen özel yazılımlar ile

sağlanmaktadır. Bu yazılımlarda, gelişmiş sinyal işleme teknikleri kullanılmakta ve bunlar güncel bilgisayar ortamlarına uygun şekilde geliştirilmektedir. Bu proje ile daha küçük boyutlu ve gelişmiş özelliklere sahip EKG modülleri elde edilmesi hedeflenmiştir. EKG sistemleri, özel bir uygulama yazılımı ile EFOR-EKG sistemi olarak kullanılmaktadır. EFOR-EKG için geliştirilen yazılımlar, hasta koşu bandı üzerinde yürürken EKG sinyallerinin parazitsiz bir şekilde alınmasını ve ekranda gösterilmesini sağlamakta, bu sinyallerin ortalamalarını alıp ST aralıklarını hesaplamaktadır. Elde edilen sinyal ve ölçümler, yazıcı ile uygun formatta raporlandırılmaktadır. Koşu bandının hız ve eğim denetimi de yine geliştirilen bu yazılımlarca yapılmaktadır (Anonim, 2010).

Fidan (2006) tarafından yapılan çalışmada, bina içerisindeki hastalara ait fizyolojik işaretlerin izlenebilmesi için 4 kanallı biyotelemetri sistemi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. Vücut sıcaklığı, solunum oranı, kalp atım oranı, EKG, EMG işaretleri ölçülmüş ve endüstriyel bilimsel medikal (ISM) standardına göre çalışan 10 mW 433 MHz FM/FSK vericisi ve 500 mW 868 MHz FM/FSK vericileri ile 9,6 kbps iletim hızında alıcı sistemine kablosuz olarak aktarılmıştır.

Somay (2009) tarafından yapılan çalışmada, IEEE 802.15.4-ZigBee standardı kullanılarak bir kablosuz ölçüm sistemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada analog bir işaret olan EKG işaretleri Msp430F2274 mikrodenetleyicisi kullanılarak sayısallaştırılmış ve CC2480 ZigBee alıcı-vericisi ile işaretlerin iletimi sağlanmıştır. Bilgisayarda çalışan bir program USB yoluyla aldığı işaret dizisini ekrana çizdirerek işaretlerin görüntüsü sağlanmıştır. Ayrıca, ZigBee temelli tasarlanan sistemin; iki algılayıcı ağ arasında mesafe-doğruluk testi yapılarak farklı ortamlarda ve farklı frekans bantlarında sistemin performansı değerlendirilmiştir.

Harvard Üniversitesi, Harvard Sensor Networks Lab'da, "CodeBlue" isimli yapılan çalışmada; hastane öncesi bakımda, hastane acil bakım servislerinde, afete müdahalede ve felç hastalarının iyileştirilmesinde kullanılmak üzere kablosuz algılayıcı ağları (WSN) kullanılmaktadır. Bu çalışmada kalp atım hızını (nabız), oksijen doygunluğu ve EKG işaretleri ambulanslara kurulmuş terminallere, PDA'lara veya bilgisayarlara gerçek zamanlı olarak aktarılabilmektedir. Çalışmada kullanılan işaret algılayıcılarda; mikrodenetleyici olarak Atmel firmasının Atmega128L ve Texas firmasının MSP430 kullanılmış ve radyo frekans alıcı-verici olarak da düşük güçle çalışan, yaklaşık 100 metre'ye kadar haberleşme yapabilen, 80 kbps hızında ve IEEE 802.15.4 protokolü ile uyumlu CC2420 kullanılmıştır (Anonymous, 2010).

Yine “CodeBlue” çalışmasının bir parçası olan “Taşınabilir, Düşük Güçlü, Kablosuz İki Kanallı EKG Sistemi” gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada ise Mica2 algılayıcıları kullanılmıştır (Fulford-Jones, 2004)

Dağtaş ve ark. (2007) tarafından yapılan çalışmada, ZigBee teknolojisi kullanılarak akıllı bir ev içinde kablosuz sağlık izleme sistemi için yapı sunulmaktadır. Bu yapının avantajları; vücut alan ağı (BAN) içindeki sinyalleri algılama yeteneği, ZigBee ağı düğümleri boyunca düşük güçlü ve güvenilir veri algılama, algılayıcı ve sunucu’da bilgi işleme kapasitesini en üst seviyeye çıkaran uyarlanabilir sıralı bir yapı aracılığı ile verilerin ideal analizinin sağlanması şeklinde sıralanmaktadır.

Fay ve ark. (2009) tarafından yapılan çalışmada, güç tüketimi çok az olan ve çok düşük seviyelerde giriş gürültüsü olan “mikro power” EKG yükselteci tasarlanmıştır. Yükseltecin; EKG cihazları için önem taşıyan ortak mod bastırma oranı (CMRR) 90 db, güç tüketimi 2,8 µW ve 8,1 µV’lik giriş gürültüsü gibi üstün özellikleri bulunmaktadır.

Ken ve ark. (2010) tarafından yapılan çalışmada, ZigBee kablosuz ağ teknolojisi kullanılarak akıllı EKG izleme sistemi tasarlanmıştır. Sistem donanım ve yazılım gelişimini içermektedir. Donanım gelişimi için alan programlanabilir giriş dizisi (FPGA), EKG alıcısı, ön işleme devresi, ZigBee iletim modülü ve harici hafıza kullanılmaktadır. Nios II Soft Core CPU ile FPGA sistemin merkezidir ve diğer birimleri kontrol etmek için kullanılır. Yazılım geliştirilmesinde, µC/OS-II adı verilen gerçek zamanlı bir sistem kullanılmaktadır ve bazı ilgili uygulama programları tasarlanmaktadır. Bu sistemin amacı, kalp hastalarını sürekli izlemektir.

3. BİYOELEKTRİK İŞARETLER VE KALP

3.1. Biyoelektrik işaretlerin oluşumu

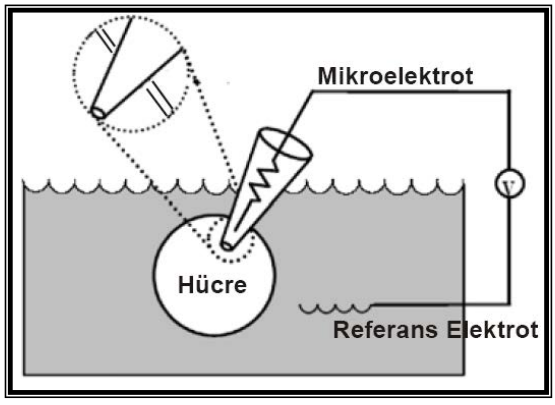
1786'da İtalyan Anatomist Luigi Galvani parçalarına ayrılmış kurbağa bacağına neşteri dokundurmasıyla kurbağa bacağının seğirdiğini fark eder. Galvani bu olayın ardından hayvan dokuları üzerinde çalışmaya devam eder ve hayvan vücudunda elektriğin varlığına inanılan bir teori olan galvanism'in öncüsü olur (Jenkins, 2009). Galvaninin yaptığı bu çalışma biyoelektrik işaretlerin varlığı konusunda yapılan ilk çalışma olarak kabul edilir. İlerleyen yıllarda, ismini Galvani'den alan elektrik akımını ve yönünü ölçeme de kullanılan Galvanometre geliştirilmiştir. Galvanometrenin geliştirilmesiyle biyoelektrik işaretler üzerine yapılan çalışmalar hız kazanır ve halen günümüzde de devam eden bu çalışmalar neticesinde hekimlere, vücut sistemlerinin çalışması hakkında ve hastalıkların teşhis aşamasında önemli veriler sağlanmaktadır.

Vücudu oluşturan sistemler, çeşitli fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı işaretler üretir. Biyolojik işaret veya biyoelektrik işaret adı verilen bu işaretler çoğu kez alttaki karmaşık biyolojik yapıdan dışarıya kolay anlaşılabilir bilgileri taşımazlar. Vücut içindeki çeşitli olayları incelemek için bunların işlenmeleri ve yorumlanmaları gerekmektedir. Biyoelektrik işaretler, sinirsel iletim, beyin, kalp, çeşitli kas hareketleri ve benzeri vücut sistemleriyle ilgilidirler. Bir kısım hücrelerdeki elektrokimyasal olayların sonucu iyonik akımlar oluşur (Yazgan ve Korürek, 1995). İyonik akımlara hücre içi ve hücre dışındaki Potasyum (K), klor (Cl), sodyum (Na) ve kalsiyum (Ca) iyonlarının hareketleri ve reaksiyonları sebep olmaktadır (Sezgin, 2006). Hücrelerde oluşan bu iyonik akımlar direk hücre içerisinden ölçülebileceği gibi vücut yüzeyinin belirli bir bölgesinden ölçümü yapılarak anlamlı bir grafik elde edilebilmektedir.

3.2. Biyoelektrik işaretlerin ölçülmesi

Biyoelektrik işaretleri ölçebilmek için iyonik potansiyel ve akımları elektriksel potansiyel ve akıma dönüştüren dönüştürücülere ihtiyaç vardır. Böyle bir dönüştürücü iki elektrottan meydana gelir ve elektrotların uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçer. Uygulamada Şekil 3.1'de görüldüğü üzere, her bir hücrenin ürettiği bireysel aksiyon potansiyellerini ölçmek imkansız değilse de bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Çünkü hücre içine hassas olarak elektrot yerleştirilmesi gerekmektedir. Biyoelektrik işaretleri en genel ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçümlerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı ölçülmektedir. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beyinin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçüm yapılır. Biyoelektrik işaretlerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıkları kesin olarak bilinmemektedir. Ortaya birçok teori atılmıştır. Kalbin elektriksel potansiyellerinin izahı için ortaya atılan ve nispeten gerçekçi görünen teoriye göre, yüzeyden ölçülen potansiyel, alttaki bireysel aksiyon potansiyellerinin kendilerinin değil fakat birinci türevlerinin toplamıdır. Ölçüm metodu ne olursa olsun, biyoelektrik potansiyellerin oldukça iyi bilinen dalga şekilleri mevcuttur.

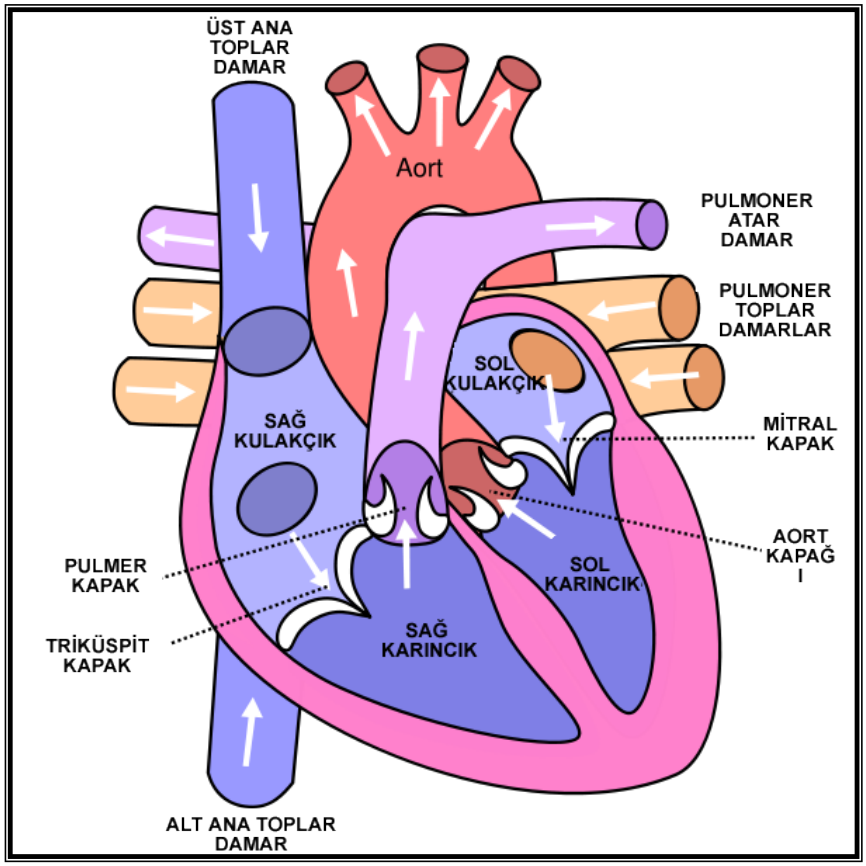
Bir fizyolojik işaretin zamanın fonksiyonu olarak ifadesi (grafik halinde gösterimi), o dalga şeklinin ait olduğu organın latince isminin sonuna gram sözcüğü eklenerek, bu işareti algılamak amacıyla kullanılan ölçü aleti ise graf sözcüğü eklenerek yapılır. İşaretin elektrik kökenli olması durumunda ise kelimenin başına elektro gelir. Örneğin kalbin elektriksel aktivitesi sonucu ortaya çıkan dalga şekline elektrokardiyogram, onu ölçen alete ise elektrokardiyograf denir (Yazgan ve Korürek, 1995).



Şekil 3. 1. Hücrenin aksiyon potansiyeli ölçümü

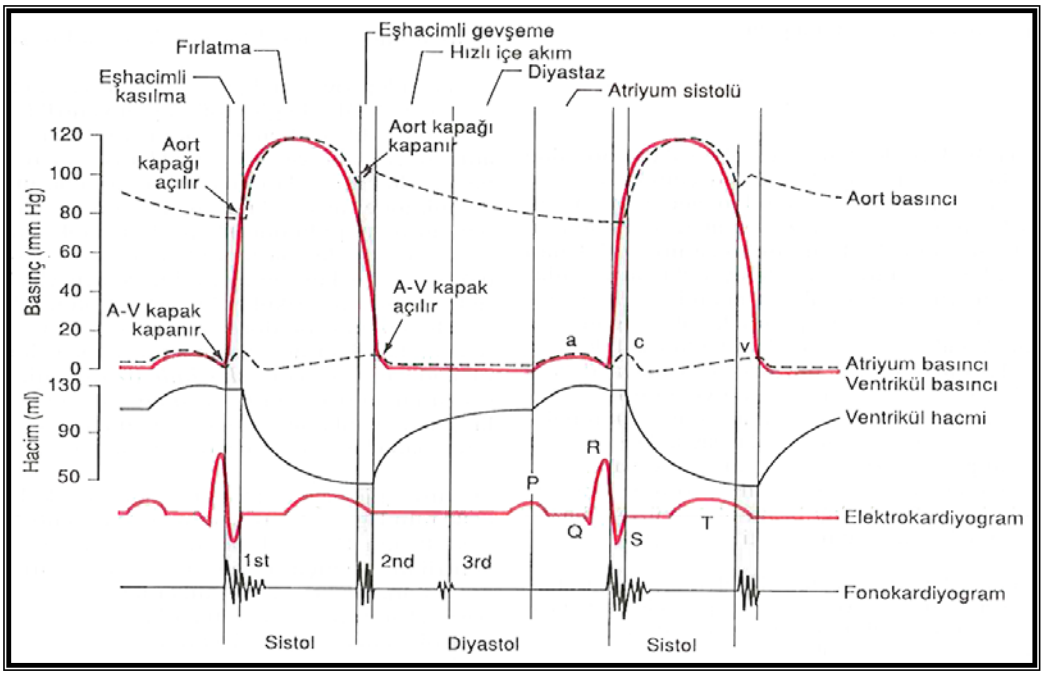
3.3. Kalbin fizyolojik yapısı

Kalp Şekil 3.2'de gösterildiği gibi iki yarı pompadan oluşur: akciğerlere kan pompalayan sağ kalp ve çevre organlara kan pompalayan sol kalptir. Bu kalplerin her biri, bir kulakçık ve bir karıncıktan oluşan iki bölmeli bir atım pompasıdır. Kulakçıkların başlıca görevi kanın karıncıklara taşınmasına yardımcı olmaktır. Karıncıklar ise, büyük kan dolaşımı ve küçük kan dolaşımını sağlayan ana pompalama kuvvetini sağlar (Guyton ve Hall, 2007).



Şekil 3. 2. Kalbin fiziksel yapısı

Kalbin pompalama çevrimi, sistol ve diyastol olmak üzere iki kısma ayrılır. Şekil 3.3'de sistol ve diyastol çevrimlerinin elektrokardiyogram ve fonokardiyogram arasındaki ilişkileri verilmektedir.



Şekil 3. 3. Sistol ve diyastol çevrimleri ile EKG ve FKG ilişkisi

Sistol, kalp kaslarının, özellikle sol karıncık kaslarının kasılarak kanın pulmoner damara ve aorta pompalanması zamanıdır. Diyastol ise kalp odacıklarının gevşeyerek kanla dolduğu zamandır. Kan, atar damarlara pompalandıktan sonra kalp, dinlenme durumuna geçer, çıkış kapakçıkları kapanır, kısa bir süre sonra giriş kapakçıkları açılarak diyastol ve yeni bir kalp çevrimi başlar (Yazgan ve Korürek, 1995).

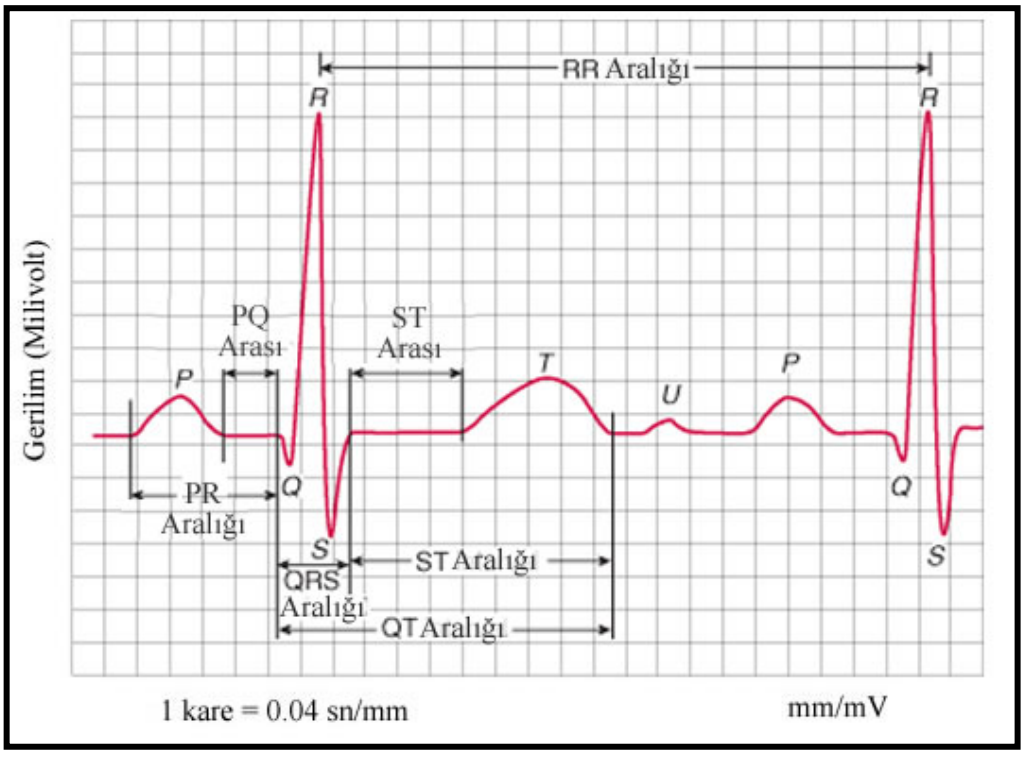
Sağ kulakçık dolduğunda, kasılarak kanın üç parçalı (triküspit) kapakçık yoluyla sağ karıncığa geçmesini sağlar. Sağ karıncığın kasılmasıyla yarım ay şeklindeki pulmoner kapak açılır ve kan pulmoner damarlara pompalanır. Karıncıktaki basınç, kulakçık basıncının üzerine çıktığında triküspit kapak kapanır. Pulmoner atardamar iki kola ayrılıp akciğerlere ulaşır. Akciğerlerde ise gittikçe küçülen kollara bölünerek kesit alanları son derece küçük olan kılcal damarlara ayrılır. Akciğerlerdeki gaz değişimi alveol denilen hava keseciklerinde olur. Bu kılcal damarlar, alveollerin etrafını ören kılcal damarları (kapileri) beslerler. Diğer taraftan, temizlenmiş kan, bu kılcal damarlar yoluyla çok ince toplar kılcal damarlara ve oradan da gittikçe büyüyerek pulmoner toplardamara ve sol kalbe ulaşır. Toplardamardan sol kulakçığa giren kan, sol kulakçık kaslarının kasılmasıyla mitral kapakçık üzerinden sol karıncığa pompalanır. Sol karıncık kasları kasıldığında oluşan basınç sonucu, mitral kapakçığı kapanır. Yine karıncıklardaki basıncın artması sonucu aort kapakçığı açılır ve kan aorta basılır. Bu olayla eşzamanlı olarak pulmoner kapakçık da açılır ve sağ karıncık içindeki pis kan

pulmoner atardamara basılır (Yazgan ve Korürek, 1995). Özetlemek gerekirse, Tüm vücudu dolaşıp oksijeni veren kirli kan sağ kalbe döner, akciğerlere pompalanır. Burada yeniden bol oksijen alarak temizlenen kan sol kalbe aktarılır; sol kalbin kasılmasıyla tüm vücudu dolaşmak üzere atardamar sistemine pompalanır (Okyar, 2006).

4. ELEKTROKARDİYOGRAM

4.1. Temel dalgalar

Bir kalp döngüsünün başlangıcıyla elektriksel aktivite kalp yüzeyinde zaman ekseninde ilerlemeye başlar. Bu akımların değeri kalp yüzeyinde vücut yüzeyinden daha büyük olmasına rağmen, vücut yüzeyinde kalbin belirli eksenlerine yerleştirilen elektrotlar sayesinde daha kolay ölçülebilir. Ölçüm sırasında elde edilen biyoelektrik gerilimleri üzerine gürültü adı verilen kaynağı kalp olmayan işaretler etki eder. Kaynağı kalp olan işaretler ile kaynağı kalp olmayan işaretler belirli işlemler sonrası ayrıldıktan sonra dalga şekli bilindik grafikler elde edilir. Bu grafik de yer alan her bir dalganın kalp döngüsünde bir aşamayı ifade ettiği ve bu aşamalar hakkında bilgi verdiği bilinmektedir.



Şekil 4. 1. Elektrokardiyogramın temel dalgaları

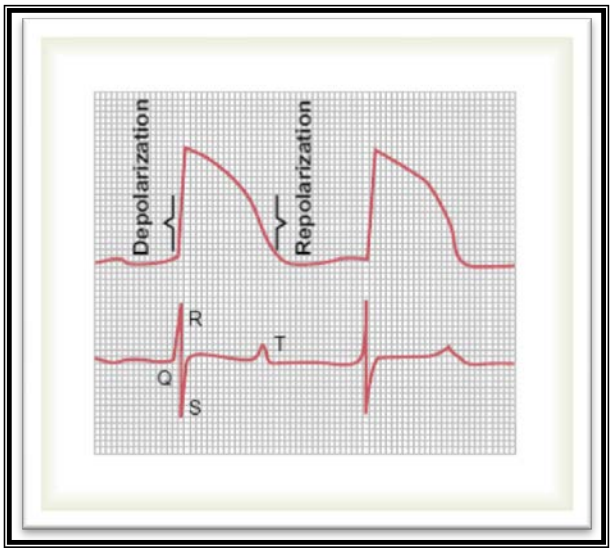
Şekil 4.1'de olduğu gibi normal bir elektrokardiyogram incelendiğinde, sırasıyla P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgası adı verilen üç temel dalga biçimi ayırt edilir. Bu dalgalara bu isimleri veren Einthoven bu konuda tamamen keyfi davranmış, gerçekte

söz konusu dalgaların nereden kaynaklandığını bilmediği için, kullandığı bu isimlere herhangi bir anlam da yüklememiştir (Soydan ve Terek, 1992).

P dalgası, kulakçıkların kasılmaya başlamadan önce depolarize olmaları esnasında oluşturulan elektriksel potansiyeller tarafından meydana getirilir (Şekil 4.2). QRS dalgası, karıncıkların kasılma öncesinde, yani depolarizasyon dalgasının karıncıklar boyunca yayılması sırasında, depolarize olmalarını sağlayan dalgasının bileşenleri depolarizasyon dalgalarıdır (Guyton ve Hall, 2007).

QRS dalgası, Q dalgasının başlangıcından S dalgasının sonuna kadar geçen zamanı belirler. QRS dalgası karıncıkların depolarizasyon durumunda meydana gelir (Acartürk, 1998). Her zaman değilse de, çoğu kez, elektrokardiyogramın en büyük dalgasıdır. Net olarak tanımlanmış biçimleri gösterdiği için aynı EKG'nin değişik derivasyonlarında ortaya koyduğu örnekleri tanımak kolaydır (Soydan ve Terek, 1992).

T dalgası, karıncıkların depolarizasyon durumunun sona ermesi ile oluşan elektriksel işaretler tarafından meydana getirilir. Bu olay, karıncık kasında normal olarak depolarizasyondan 0,25-0,35 saniye sonra meydana gelir bu dalga repolarizasyon dalgası olarak bilinir (Guyton ve Hall, 2007).



Şekil 4. 2. Depolarizasyon ve repolarizasyon dalgaları

EKG işaretlerinin belirli aralıklarla kaydedilmesi ve geriye dönük kıyaslamaların yapılması kalp aktivitelerinin normal olup olmadığı konusunda yardımcı olur. Herhangi bir kalp sorunu olmayan hastanın EKG işaretleri rutin seyrederken, rutin olmayan EKG işaretleri bir kalp sorunun belirtisi olarak kabul edilir.

4.2. Voltaj ve zaman ayarı

EKG kağıtları cihaza göre ya dar ve uzun şerit şeklinde veya sayfa kağıt şeklindedir. Bir sayfa kağıda EKG kaydeden cihazlara page writer cihazlar denilmektedir. Kağıt ne tür olursa olsun üzerindeki küçük ve büyük karelerin boyutları aynıdır. EKG kağıdı üzerinde her biri 0,04 sn olan küçük kareler ile 0,20 sn olan büyük kareler mevcuttur. Bu karelerin enine olarak ölçülmesi ile EKG dalgalarının süreleri değerlendirilir. Kareler boyuna olarak değerlendirildiğinde her küçük kare 1 mm veya 0,1 mV, her büyük kare ise 5 mm veya 0,5 mV'tur. EKG'nin kayıt hızı pratikte saniyede 25 mm/sn olarak kabul görmüştür. Ancak kağıt hızı isteğe göre değiştirilebilir (Acartürk, 1998).

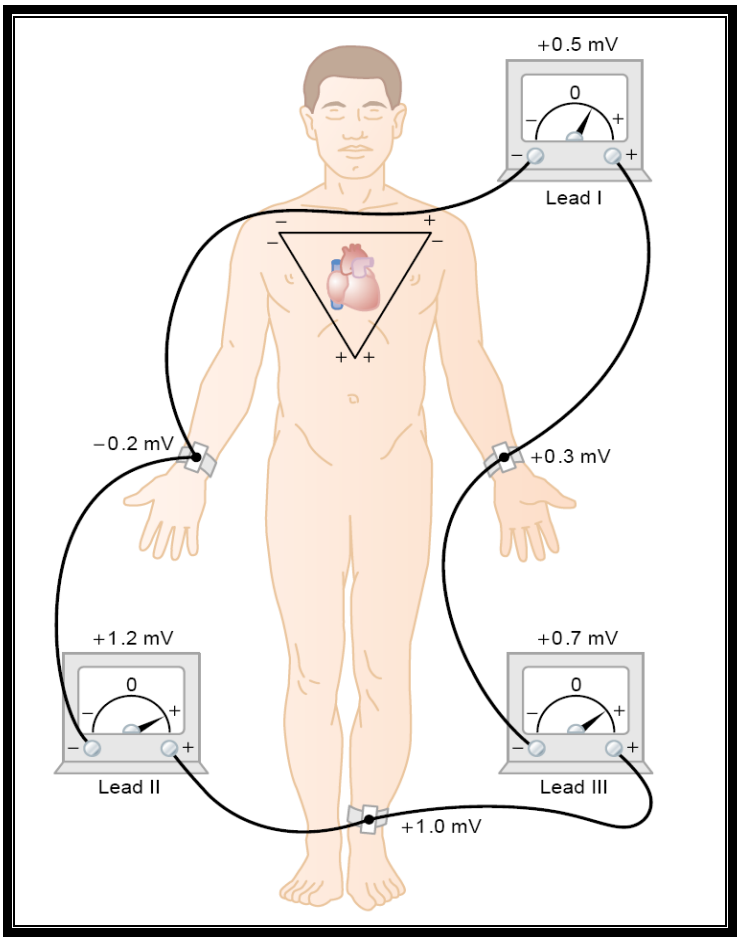
4.3. Normal voltajlar

Normal elektrokardiyogramdaki dalgaların kaydedilmiş olan voltajları, elektrotların vücut yüzeyine yerleştiriliş biçimine ve elektrotların kalbe ne kadar yakın olduklarına bağlıdır. Bir elektrot doğrudan karıncık üzerine ve ikinci bir elektrot vücudun kalpten uzak olan bir bölgesine yerleştirildiği zaman, QRS kompleksinin voltajı 3-4 mili volt kadar büyük olabilir. Doğrudan kalp kası zarından kaydedilen 110 mili voltluk tek evreli aksiyon potansiyeli ile karşılaştırıldığında, bu voltaj bile küçüktür. Elektrokardiyogramlar, iki koldan veya bir kol bir bacaktan kaydedildiğinde, QRS kompleksinin voltajı R dalgasının tepesinden S dalgasının alt ucuna kadar genellikle 1,0-1,5 mili volttur; P dalgasının voltajı 0,1-0,3 mili volt; T dalgasının ise 0,2-0,3 mili volt arasındadır (Guyton ve Hall, 2007). Dalgaların frekans aralıkları ise 0,05 Hz ile 150 Hz arasında değişmektedir (Fidan, 2006).

4.4. Elektrokardiyografik derivasyonlar

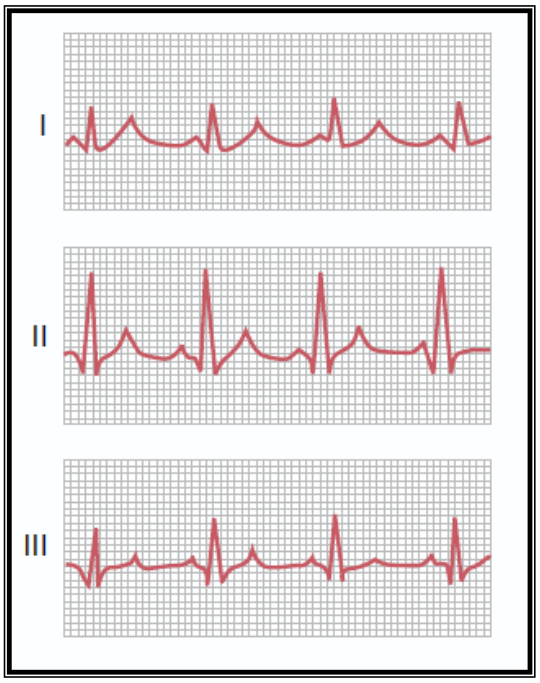
EKG grafiğinin çizdirilebilmesi için kalp ile elektrokardiyograf arasında bir elektriksel devrenin tamamlanması gereklidir. Bu amaçla, beden yüzeyindeki belli yerlere elektrotlar yerleştirilir ve bu elektrotlar kablolar aracılığıyla elektrokardiyografa bağlanır. Bu şekilde oluşturulan elektriksel devrelere derivasyon adı verilmektedir (Soydan ve Terek, 1992).

4.4.1. Bipolar derivasyonları



Şekil 4. 3. Bipolar taraf derivasyonları ölçüm düzeneği

Şekil 4.3'de, standart bipolar taraf derivasyonları olarak adlandırılan elektrokardiyogramları kaydetmek için hastanın tarafları ile elektrokardiyograf arasındaki elektriksel bağlantılar görülmektedir. Bipolar terimi, kalbin farklı taraflarına yerleştirilen iki elektrottan kaydedildiğini belirtmek üzere kullanılır. Böylece, bir "derivasyon" vücuda bağlanan tek bir tel olmayıp, iki tel ve bunların elektrotlarının birleşimi ile vücut ve elektrokardiyograf arasında tam bir devre oluşturulmasıdır. Gerçek bir elektrokardiyografın, hareket eden bir kağıt üzerinde yüksek hızda kayıt yapan bir volt metre olduğu unutulmamalıdır (Guyton ve Hall, 2006).

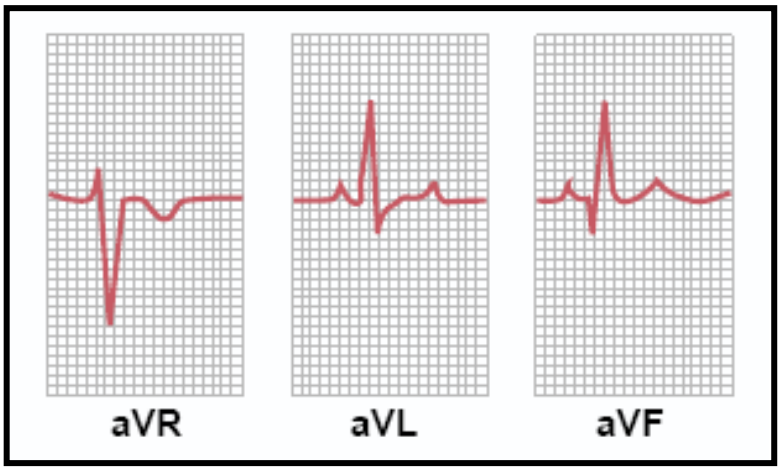


Şekil 4. 4. Normal bipolar derivasyonları

Bu derivasyonlar Einthoven tarafından tasarlanmıştır. Kısaca I, II ve III olarak yazılır (Şekil 4.4). I, sağ kol ve sol kol, II, sağ kol ve sol bacak, III de sol kol ve sol bacak arasındaki potansiyeli kaydeder. Elektriksel açıdan: I-II+III= 0 olduğundan, her zaman için II=III+I'dır. Buna Einthoven eşitliği denir. Bunun anlamı, kalbin değişik yönlerde oluşturduğu elektriksel potansiyellerin yük farkının normal şartlarda 0'a eşit olduğu ve kalbin bu güçlerin ortasında bulunduğudur (Acartürk, 1998).

4.4.2. Unipolar derivasyonları

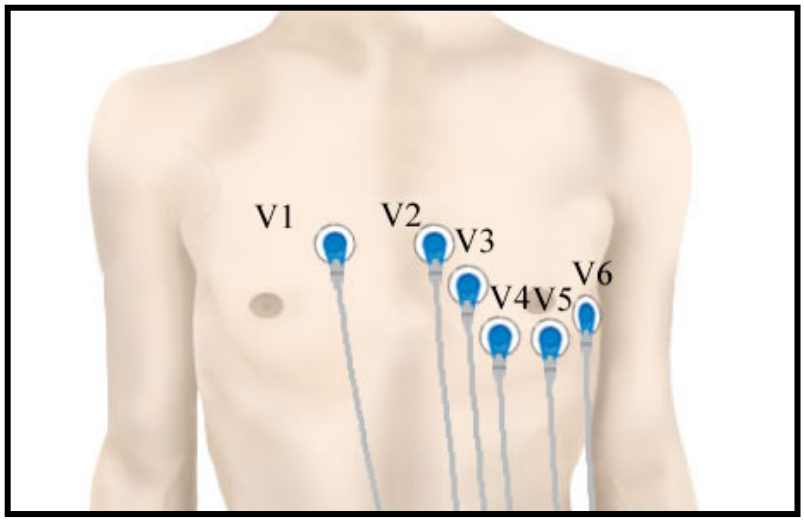
Bu derivasyonlarda ise ilgili bölgeler aVR ,aVL ve aVF olarak belirtilirler. A harfi güçlendirilmiş anlamındaki "augmented" sözcüğünün ilk harfini, V potansiyel daha doğrusu voltaj sözcüğünün karşılığı olarak, R harfi sağ kol (right arm) , L harfi sol kol (left arm), F harfi ile ise sol bacak (left leg) anlatılmak istenir. Elektrotların yerleştirildikleri yere göre değişmek üzere, bipolar taraf derivasyonlarının, bedenin iki noktası arasındaki potansiyel farkını saptamalarına karşılık unipolar taraf derivasyonları ile göğüs derivasyonları, belirli bir noktadaki potansiyeli gösterirler (Uçak, 2000). Bu derivasyon örnekleri Şekil 4.5'de verilmektedir.



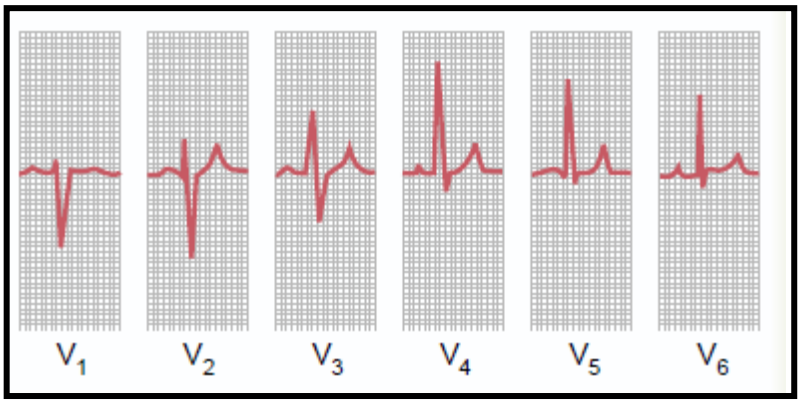
Şekil 4. 5. Normal unipolar derivasyonları

4.4.3. Göğüs derivasyonları

Göğüs derivasyonlarında santral terminal, Wilson'un öngördüğü biçimde elektrokardiyograf'ın negatif ucu ile birleştirilir ve aygıtın pozitif ucuna bağlı bir araştırıcı elektrot göğüsün belirli noktalarında gezdirilirse unipolar göğüs derivasyonları, diğer bir deyiş ile unipolar prekordiyum derivasyonları elde edilir (Uçak, 2000). Şekil 4.6'da göğüs derivasyonlarında elektrot yerleşim düzeneği Şekil 4.7'de bu derivasyonlardan elde edilen dalga şekilleri verilmektedir.



Şekil 4. 6. Göğüs derivasyonları elektrot yerleşim düzeni



Şekil 4. 7. Normal göğüs derivasyonları

4.5. Elektrokardiyografi ile neler ölçülür

EKG kaydı ile dikey eksende voltajın, yatay eksende ise zamanın yer aldığı bir grafik elde ederiz. Yatay eksen boyunca yapılan ölçümler kalp hızını, ritminin düzenliliğini ve aynı zamanda kalbin bir kısmından diğer kısmına elektrik aktivitenin ulaşması için gerekli süreyi bize verir. Dikey eksen boyunca yapılan ölçümler ise vücut yüzeyindeki voltaj (genlik) değerlerini gösterirler. Bu voltaj tüm kardiyak hücrelerin elektriksel aktivitelerinin "toplamını" temsil eder. Bazı anormal EKG bulguları tek bir çekim ile tespit edilebilirken, bazıları için farklı zamanlarda birkaç çekim gerçekleştirmek gerekir (Wagner, 2003).

4.6. Elektrokardiyografi ile teşhis edilebilen tıbbi problemler

- Kalp aritmileri (Cardiac arrhythmias): Kalp atımlarının normal ritmini kaybetmesi. Kulakçık (atrium) ve karıncık (ventricul) fibrilasyonları, flutter, tasikardiler, bradikardiler ve diğer birçok çeşit ritim bozuklukları örnek verilebilir.

- Miyokardiyal iskemi (Myocardial ischemia): Kalbi besleyen damarların daralması veya ikincil durumlarda kalp dokusunu besleyen kanın oksijen içeriğinin azalması sonucunda miyokardın yetersiz oksijenasyonu halidir.

- Miyokardiyal enfarktüs (Myocardial infarction): Kalp kaslarına gelen besleyici damarların tıkanması sonucu o bölgenin hasar görmesi (nekroz oluşumu).

- Ektopik vuruşlar (ectopic beats), erken kasılmalar (premature contractions): Kalbin doğal pacemaker noktasından başka bir noktaya kaymış olan uyarı noktasının oluşturduğu kalp atımları.

- Kulakçık ve karıncık hipertrofisi: Kulakçık ve karıncık kas yapısının büyümesi.

- Pericarditis: Kalp kasının iltihaplanmasıdır.

- Kulakçık ve karıncık kaynaklı elektriksel impulsların iletim gecikmesi.

- Özellikle "digitalis ve antiaritmik ajanlar" olmak üzere kalp ilaçlarının kalp üzerindeki etkisinin belirlenmesi.

- Elektrolit, özellikle de potasyum dengesindeki bozulmalar.

- Kalp krizi (Heart attack) (Sazlı, 2007).

Ayrıca; EKG, kalp kasının sadece bir bölgesini tehdit altında tutan bu pıhtının damarların hangisinde bulunduğunu bile ayırabilir. EKG kalp hızı ve ritim düzeni ile ilgili problemleri tespit etmede ilk başvurulan metottur. Kardiyak problemlerin anlaşılmasındaki değerine ek olarak, EKG vücudun başka bölgelerindeki tıbbi bozuklukları da teşhis etmede de kullanılabilir. Örneğin EKG kanda iyonların anormal seviyelerini (potasyum ve kalsiyum) ve troid gibi bezlerin fonksiyon bozukluklarını gösterebilir. Aynı zamanda bazı ilaçların potansiyel tehlikeli seviyelerinin tespitinde kullanılabilir (Wagner, 2003).

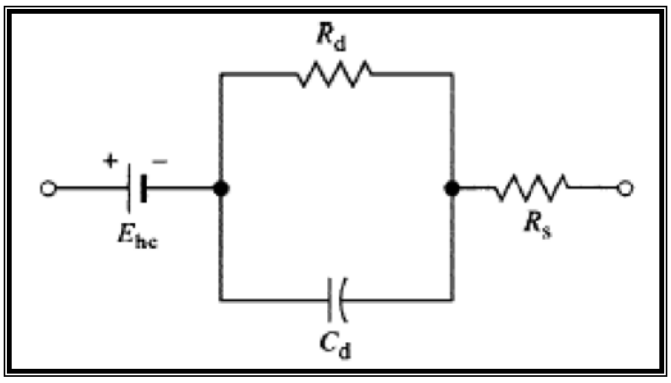
4.7. Elektrokardiyografi kaydı yapılırken dikkat edilecek hususlar

- Hasta sırtüstü ve kas kasılmasına neden olmayacak şekilde rahat ve sakin bir şekilde yatırılmalıdır.
- Elektrotlar uygun ve doğru yerlerine ve cilde iyice temas edecek şekilde yeterli miktarda elektro jel sürüldükten sonra yerleştirilmelidir.
- İnterferensten, yani EKG üzerinde değerlendirmeyi bozan titreşimlerden kaçınmak ve teknik olarak iyi bir grafik elde etmek için cihaz iyi bir şekilde topraklanmalıdır.
- Çekime başlamadan mutlaka kalibrasyon yapılmalı ve kalibrasyonun 1 mV (10 mm) yani iki büyük kare boyunda ve bir büyük kare eninde (0.20 sn) olduğundan emin olunmalıdır.
- Tüm derivasyonlar her derivasyon en az 3-4 kompleks içerecek şekilde kaydedilmeli ritim değerlendirmesi için gerekirse bu süre uzatılmalıdır (Acartürk, 1998).

5. EKG TASARIM İLKELERİ

5.1. Elektrotlar

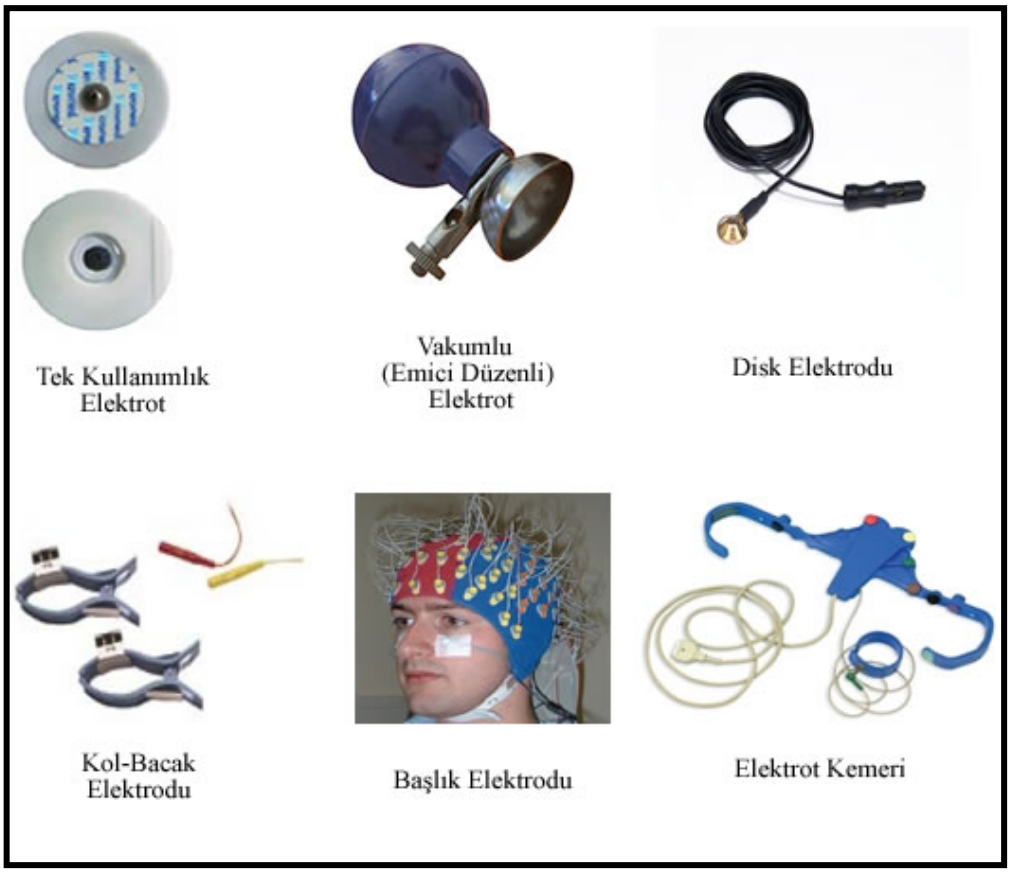
Kullanılma amacına göre değişik tasarımlarda olabilen iyonik akımları elektrik akımına, elektrik akımlarını da iyonik akımlara dönüştüren elemanlara elektrot adı verilmektedir. EKG'de kullanılan elektrotlar için kalp tarafından oluşturulan ve beden yüzeyine iletilen elektriksel potansiyel değişikliklerinin elektrokardiyografa aktarılabilmesi için kollara, bacaklara ve göğüs duvarı üzerindeki belirli noktalara yerleştirilen metal parçacıklar denilmektedir (Uçak, 2000). Şekil 5.1'de bir elektrotun eşdeğer devre modeli verilmektedir



Şekil 5. 1. Elektrot eşdeğer devre modeli

5.1.1. Yüzey elektrotları

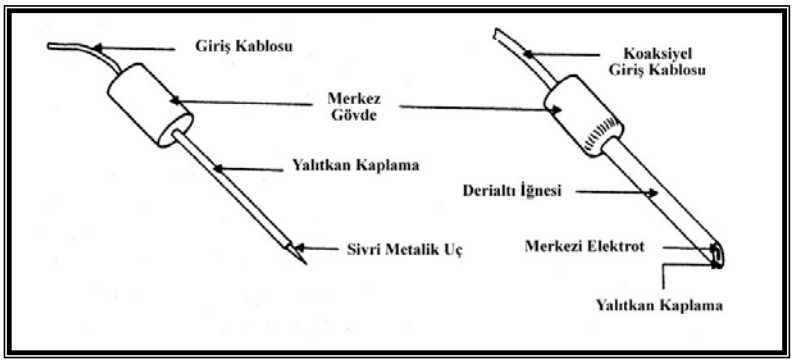
Deri yüzeyine yerleştirilerek biyoelektrik işaretleri algılamada kullanılan elektrot çeşididir. Genelde EKG, EEG ve hasta başı monitörlerinde kullanılmakla birlikte yüzey elektrotlarının bazı çeşitlerinde iletim kararlılığını korumak için vücut yüzeyine elektro jel sürülür. Bu tür elektrotlar hasta vücudunun ilgili bölgesine tek tek yerleştirilir ve elektrot kablosu ile elektrokardiyograma bağlanır. Günümüzde tasarlanan yüzey elektrotlarının kullanılma yerlerine göre EKG için elektrot kemerleri ve EEG için elektrot şapkaları imal edilmektedir. Bu elektrotların en önemli üstünlükleri ilgili bölgenin bulunmasında hata olasılığını azaltması ve zamandan tasarruf sağlamasıdır. Şekil 5.2'de tekli ve çoklu yüzey elektrot çeşitleri görülmektedir.



Şekil 5. 2. Yüzey elektrot çeşitleri

5.1.2. Doku içi elektrotlar

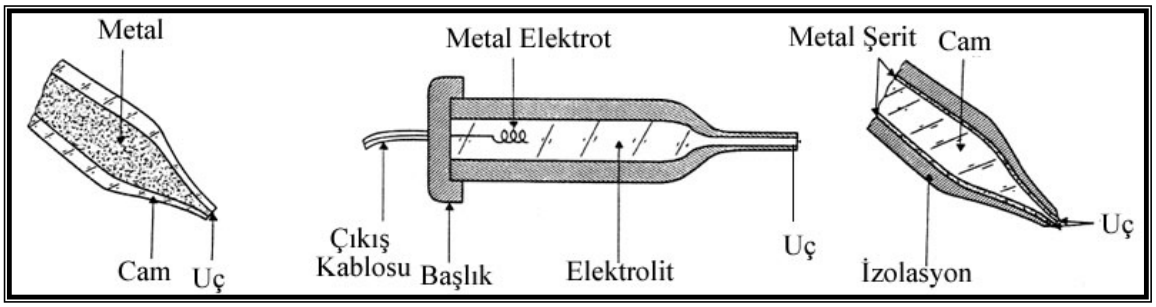
Biyoelektrik işaretleri deri altından algılama amaçlı kullanılan elektrot çeşididir. Yüzey elektrotlarından daha küçük olan bu elektrot çeşidinde ucundaki özel kancasına jel sürmeye gerek yoktur vücut sıvısı doğal olarak bu gereksinimi karşılamaktadır. Şekil 5.3'de dahili elektrotların resimleri verilmektedir. Büyüklüğü ve özellikleri uygulama alanına göre özel tasarlanmaktadırlar (Neuman, 2000).



Şekil 5. 3. Dahili elektrotlar

5.1.3. Mikroelektrotlar

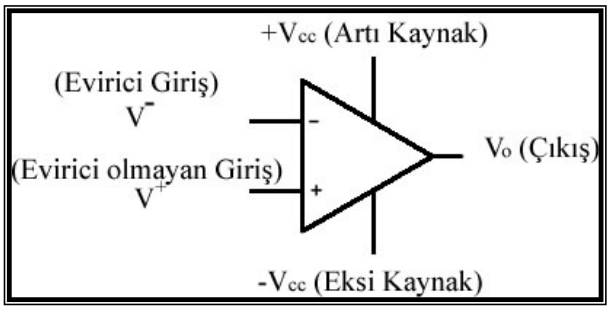
Hücre içi biyoelektrik işaretlerini inceleme amaçlı kullanılan elektrot çeşididir. Ucu birkaç mm boyutunda ve özel metal kullanılarak imal edilmiştir. Boyutunun çok küçük olması nedeniyle kararlılığı önem arz eden bir elektrot çeşididir (Neuman, 2000). Şekil 5.4'de mikroelektrot yapıları görülmektedir.



Şekil 5. 4. Mikroelektrotlar

5.2. İşlemsel yükselteçler

İşlemsel yükselteç (op-amp) iki uçlu bir devre elemanıdır. Bu uçlardan (-) işaretli olanı evirici uç, (+) uçlu olanı da evirici olmayan uç adını alır. İşlemsel yükseltecin ayrıca DC güç kaynağıyla da $+V_{cc}$ ve $-V_{cc}$ bağlantıları vardır. İşlemsel yükselteçlerin giriş, çıkış ve güç bağlantılarının ortak referans noktası, elemanın dışında bulunan toprak noktasıdır. Şekil 5.5'de işlemsel yükselteç sembolü görülmektedir (Edminister ve Nahvi, 1999).



Şekil 5. 5. İşlemsel yükselteç sembolü

İki girişli, tek çıkışlı bir işlemsel yükselteç de girişlerden artı (+) olanına uygulanan sinyal, çıkışta aynı polaritede ve yükseltilmiş olarak görünürken, eksi(-) ucuna uygulanan giriş, çıkışta yükseltilmiş ancak terslenmiş olarak görünecektir. (Boylestad ve Nashelsky, 2002).

İdeal bir işlemsel yükselteçte olması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- İç kazancı sonsuz kabul edilir. (K=∞)
- Bant genişliği sonsuz kabul edilir. (BG=∞)
- Gürültüsü yok kabul edilir.
- İki giriş arası ve girişler ile toprak arası direnç sonsuz kabul edilir. (Rg=∞)
- Sızıntı akımının olmadığı kabul edilir.
- Çıkış direnci sıfır kabul edilir. (Rç=0)
- Sonsuz akım çekilebileceği kabul edilir.
- Giriş ve çıkış gerilimleri sonsuz büyüklükte olabileceği kabul edilir.
- Sıcaklıktan etkilenmediği kabul edilir.

Gerçekte belirtilen özelliklere sahip op-amp bulunmamasına karşın üretici firmalar her geçen gün daha hassas opamplar geliştirmekte ve özellikle kullanım alanlarına göre op-amp'lar tasarlamaktadırlar. İşlemsel yükseltecin tipik kullanım alanlarına; ölçek değiştirme, toplama ve integral alma gibi analog bilgisayar işlemleri, çeşitli faz kaydırma devreleri, osilatör ve enstrümantasyon devreleri gibi örnekler verilebilir.

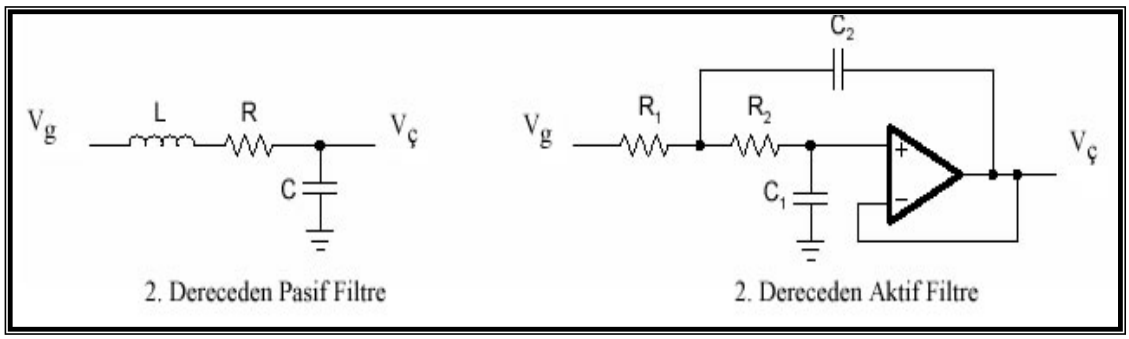
5.3. Filtreler

Filtreler, belirli frekans aralıklarındaki elektronik sinyalleri zayıflatmayı sağlayan elektronik devre elemanlarıyla oluşturulmuş devrelerdir. Bir filtre devresi tasarlarken kullanılacak devre elemanları filtrenin çeşidini belirler. Kullanılacak elemanlar pasif devre elemanları kondansatör, bobin ve direnç ise bu tip filtrelere pasif filtre bu elemanlara ek olarak devreye aktif devre elemanı olan işlemsel yükselteç de dahil edilirse bu tip filtrelere de aktif filtre denilmektedir. Aktif ve pasif filtrelerin kullanıldıkları yerlere göre birbirlerine karşı üstünlükleri Tablo 5.1'de sıralanmaktadır.

Tablo 5. 1. Aktif filtre ve pasif filtre özellikleri

Özellik	Pasif Filtre	Aktif Filtre
Çalışması için besleme gereksinimi	Gerekmez	Gerekir
Maliyet	Ucuz	Pahalı
Yüksek frekanslarda tercih sebebi	Tercih edilir	Tercih edilmez
Devre elemanları	R+L+C	R+L+C+Opamp
Kesim frekansında tolerans	Yüksek	Düşük

Filtre devreleri zayıflatılacak frekans aralıklarına göre tasarlanırlar. Bunlar; istenilen frekansın altındaki frekansları geçirenlere alçak geçiren, istenilen frekansın üstündeki frekansları geçirenlere yüksek geçiren, belirli frekans aralıklarını zayıflatanlara bant durduran (notch filter) ve belirli frekans aralığı dışındakileri zayıflatanlar bant geçiren filtre olarak adlandırılırlar. Şekil 5.6'da pasif ve aktif filtre tasarımları görülmektedir.

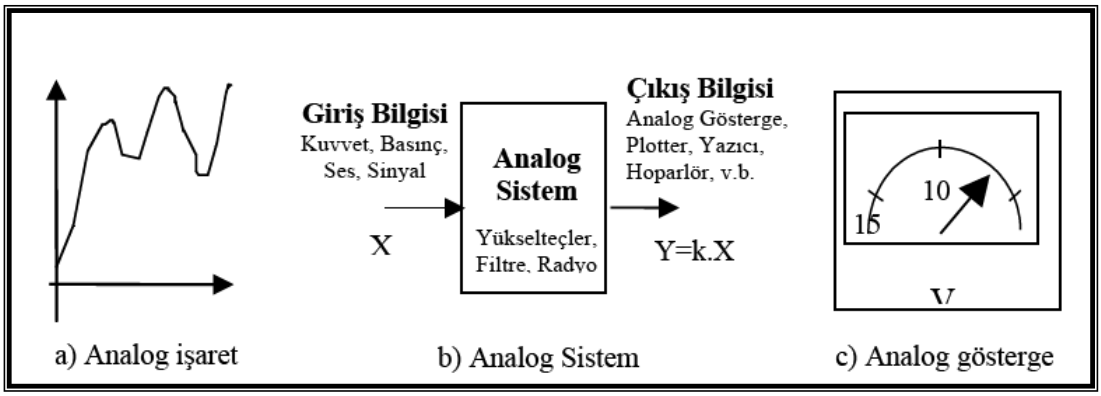


Şekil 5. 6. Pasif ve aktif filtreler

Filtre devreleri, pasif devre elemanlarıyla belirlenen kesim frekansının altındaki ya da üstündeki frekansları filtrenin derecesine bağlı olarak zayıflatır. Filtrenin derecesi artıkça seçiciliği artar. Örneğin 1. dereceden bir alçak geçiren filtre kesim frekansının üstündeki frekansları 20 db/decade zayıflatırken 2. derece bir alçak geçiren filtre 40 db/decade'lik bir zayıflatma sağlar (Fidan, 2006).

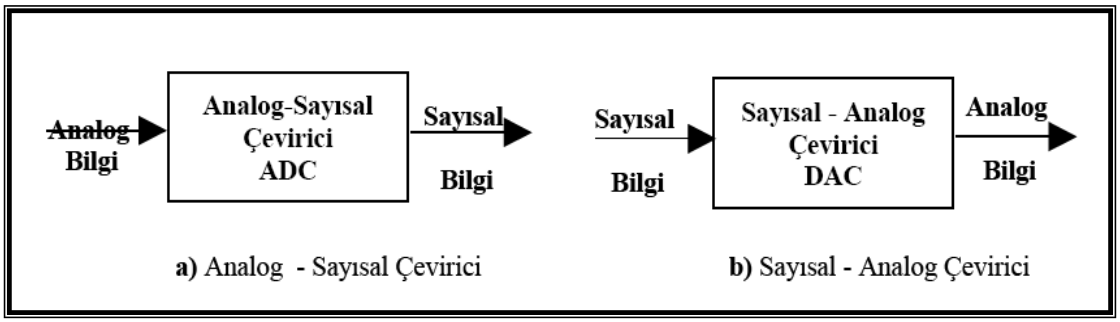
5.4. Analog-sayısal dönüştürücüler

Kesintisiz olarak sürekli değerler alan ve sahip oldukları değerler belirli sınırlar içerisinde devamlı olarak değişen büyüklük, "analog büyüklük" olarak isimlendirilir. Diğer bir deyişle; sonsuz sayıda ara değer alabilen büyüklük, "analog büyüklük" olarak tanımlanır.



Şekil 5. 7. Analog işaretlerin ölçülmesi

Şekil 5.7'de görüldüğü gibi analog işaretleri giriş bilgisi olarak kullanan analog sistemin çıkışından elde edilen bilgiler, analog göstergelerde anlamlı hale getirilir. Büyüklükleri, iki sınır değer arasında çok sayıda ara değerler şeklinde ifade eden göstergelere, "analog gösterge" denir.



Şekil 5. 8. Analog – sayısal ve sayısal-analog çeviriciler

Şekil 5.8'de görüldüğü üzere; fiziksel büyüklüklerin elektriksel sinyallere dönüştürülmesi ile elde edilen bilgilerin, sayısal bilgilere dönüştürülmesini sağlayan devreler "Analog-Sayısal Çeviriciler" (Analog to Digital Converters-ADC) olarak isimlendirilir. Sayısal sistemlerden okunan veya işlenen bilgilerin analog devre/sistemlerde değerlendirilebilmesi veya kullanılabilmesi için gerekli dönüşümü yapan devreler "Sayısal-Analog Çeviriciler" (Digital to Analog Converters-DAC) olarak adlandırılır (Ekiz, 2003).

Analog işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülmesinde farklı teknikler kullanılmaktadır. Bu dönüşümler;

- Eş zamanlı A/D dönüştürücüler,
- Sayıcı yöntemine göre çalışan A/D dönüştürücüler,
- Sırayla yaklaşımlı A/D dönüştürücüler,
- Tek eğimli A/D dönüştürücüler,
- Çift eğimli A/D dönüştürücüler,

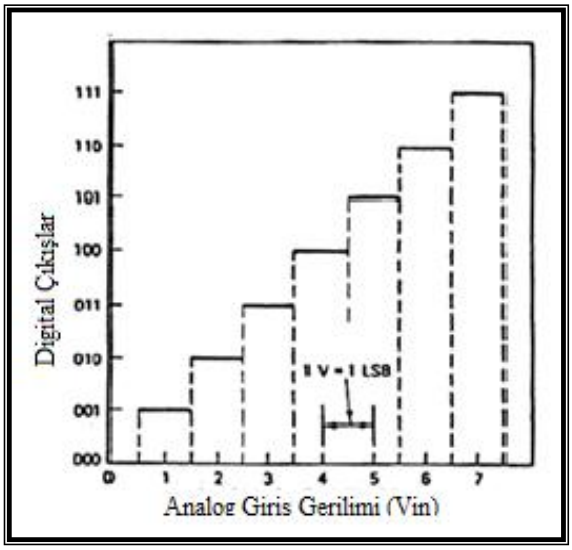
kullanılarak gerçekleştirilmektedir.

Burada bahsedilen tek eğimli ve çift eğimli A/D dönüştürücüler, ikili sayısal çıkış vermekten ziyade çıkışına bağlı bir sayıcı devresiyle analog sinyalin değerine kadar sayma işlemi gerçekleştirmede kullanılırlar. Bu yaklaşımların yanı sıra faz modülasyon ve demodülasyon teknikleri kullanılarak da yüksek çözünürlük değerlerine sahip A/D dönüştürücüler elde edilebilir. Bu tip tasarımlarda çıkış için sayısal filtreleme ihtiyacı da ortadan kalkmıştır. İdeal 3 bit bir ADC'nin giriş çıkış karakteristiği Şekil 5.9'da görülmektedir. Vi'nin 0 volt ile tam gösterge voltajı Vfs=7 volt arasında sürekli değiştiği varsayılsın; 3 bit ADC 2^3=8 muhtemel çıkışa sahip olacaktır. Bunlar ikili

sistemde 000 ile 111 arasındadır. Her bir ilave volt sayısal çıkışı 1 LSB arttıracaktır. Bu ifadelere göre A/D dönüştürücünün çözünürlüğü;

$$\text{Çözünürlük} = \frac{\text{Giriş}}{\text{Bit}} + \frac{\text{Fs}}{2^n - 1} \tag{5.1}$$

eşitliği ile belirlenir. (Kabalcı, 2006).



Şekil 5. 9. 3-bit A/D dönüştürücü için giriş gerilimine göre çıkış geriliminin kodlanmış görünümü

6. IEEE 802.15.4 ZİGBEE PROTOKOLÜ

ZigBee protokolü, kablosuz ağ standardı IEEE 802.15.4 temelli, karmaşık ağlar ile farklı araç tipleri kullanarak farklı radyo frekans bantları ile haberleşme yapabilen, düşük güçlü kablosuz kişisel alan ağı (LR-WPAN) olarak tanımlanmaktadır. Basit yapısı, ağ düğüm sayısı, düşük maliyeti, güvenliği ve enerji tasarrufu gibi özellikleri ZigBee'nin, düşük veri boyutu ile haberleşme yapan kablosuz algılayıcı ağı (WSN) sınıfına dahil edilmesini sağlamıştır.

ZigBee, kablosuz iletişim kanallarının otomatik olarak aranmasını ve çok sayıda kablosuz ağın bir arada var olmasına imkan tanımaktadır. ZigBee 1.0'ın kurulumu Mayıs 2003 tarihinde IEEE 802.15.4 tarafından tamamlanmıştır. Bundan dolayı ZigBee protokolüne IEEE 802.15.4-2003 de denilmektedir. Aralık 2004 tarihinde ZigBee özelliği onaylanıp Haziran 2005 tarihinde de kullanıma sunulmuştur. ZigBee 2007'de yeni teknik özellikleri ile 30 Eylül 2007 de piyasaya sürülmüştür. İlk ZigBee uygulaması olan ev otomasyonu da 2 Kasım 2007'de kullanıma açılmıştır (Anonim, 2010).

ZigBee protokolü dünya genelinde kullanım izni gerektirmeyen ISM bantlarından olan 2,4 GHz frekans bandını kullanmakta, Amerika da ve Avustralya da 915 MHz ve Avrupa da 868 MHz frekans bantlarında kullanılabilmektedir. 868-868,6 frekans bantlarında 1 kanal ile 20 kbps, 902-923 MHz frekans bantlarında 10 kanal ile 40 kbps, 2,4-2,4835 frekans bantlarında 20 kanal ile 250 kbps hızında veri transferi sağlanabilmektedir (IEEE Std 802.15.4, 2003). Tablo 6.1'de ZigBee'nin frekans bantları ve özellikleri görülmektedir.

Tablo 6. 1. ZigBee protokolü frekans bantları ve özellikleri

Frekans Bandı	Frekans Aralığı	Kanal Sayısı	Maksimum Veri Boyutu	Kullanılan Yerler
868 MHz	868-868,6 MHz	1	20 kbps	Avrupa
915 MHz	902-923 MHz	10	40 kbps	Amerika, Avustralya
2.4 GHz	2.4-2,4835 GHz	16	250 kbps	Dünya Geneli

ZigBee'de cihazlar arası haberleşme mesafesi ortama bağlı olarak 100m'ye kadar çıkabilmektedir. İkiden fazla cihaz kullanımında ard arda kullanılan cihazlarla bu mesafe artırılabilmektedir. ZigBee protokolü, IEEE 802.15.4 standardının katmanlarından olan fiziksel katman (PHY) ile ortam erişim denetimi katmanının (MAC) üzerine ZigBee Alliance tarafından ağ katmanı (NWK) ve uygulama katmanı (APL) eklenerek belirlenmiştir. ZigBee, aynı zamanda IEEE 802.15.4'ün diğer bir deyişle düşük güçlü kablosuz kişisel alan ağlarının bütün özelliklerini üzerinde barındırmaktadır.

Düşük güçlü- kablosuz kişisel alan ağlarının genel özellikleri;

- Veri transfer hızı 250 kbps, 40 kbps, 20 kbps olabilmektedir.
- Yıldız ve noktadan noktaya ağ topolojilerini destekler.
- 16 bit kısa veya 64 bit uzatılmış adresleme yapabilme.
- Kanal erişiminde CSMA-CA algoritması kullanılır.
- Garantilenmiş zaman dilimi atama.
- Veri transferinde güvenilirliği yüksek servisler.
- Düşük güç tüketimi.
- Enerji algılama.
- Bağlantı kalite göstergesi.
- 2450 MHz bant genişliğinde 16 kanal, 915 MHz bant genişliğinde 10 kanal ve 868 MHz'de 1 kanal ile haberleşme yapılabilmektedir (Callaway ve ark., 2002).

ZigBee'nin diğer kablosuz ağ standartlarına üstünlükleri olduğu gibi zayıf yönleri de bulunmaktadır. Fakat kullanılan ağ standardının kullanılacağı uygulamaya sahasına göre belirlenmesi o ağ standardından (protokol) en yüksek verimin alınmasını sağlar. Tablo 6.2'de kablosuz ağların birbirlerine karşı zayıf ve üstün yönleri verilmiş olup bütün kablosuz ağlarda ulaşılmak istenen nokta, olabildiğince düşük güçle, en uzak noktaya çok büyük boyutlardaki veriler ile en kısa sürede güvenli bir şekilde haberleşebilmektir.

Tablo 6. 2. Kablosuz ağların karşılaştırılması

	Özellik	ZigBee	GPRS/GSM	Wi-Fi	Bluetooth
1	Odaklanma Alanı	İzleme ve Kontrol	Geniş alan ses ve veri	Web, E-mail, Video	Kablo Yerine
2	Sistem Kaynağı	4-32 Kb	16 Mb +	1 Mb +	250 Kb +
3	Pil Ömrü (Gün)	100-1000 +	1-7	0,5-5	1-7
4	Ağ Boyutu	Sınırsız 2^{64}	1	32	7 -250
5	Ağ Veri Genişliği (kb/sn)	100-1000 +	64-128 +	11000-54000	720
6	Kapsama Alanı (metre)	1-100 +	1000 +	1-100	1-10 +
7	Başarı Alanları	Dayanıklılık, Maliyet, Güç tüketimi	Ulaşılabilirlik, Kalite	Hız, Esneklik	Maliyet, Rahatlık

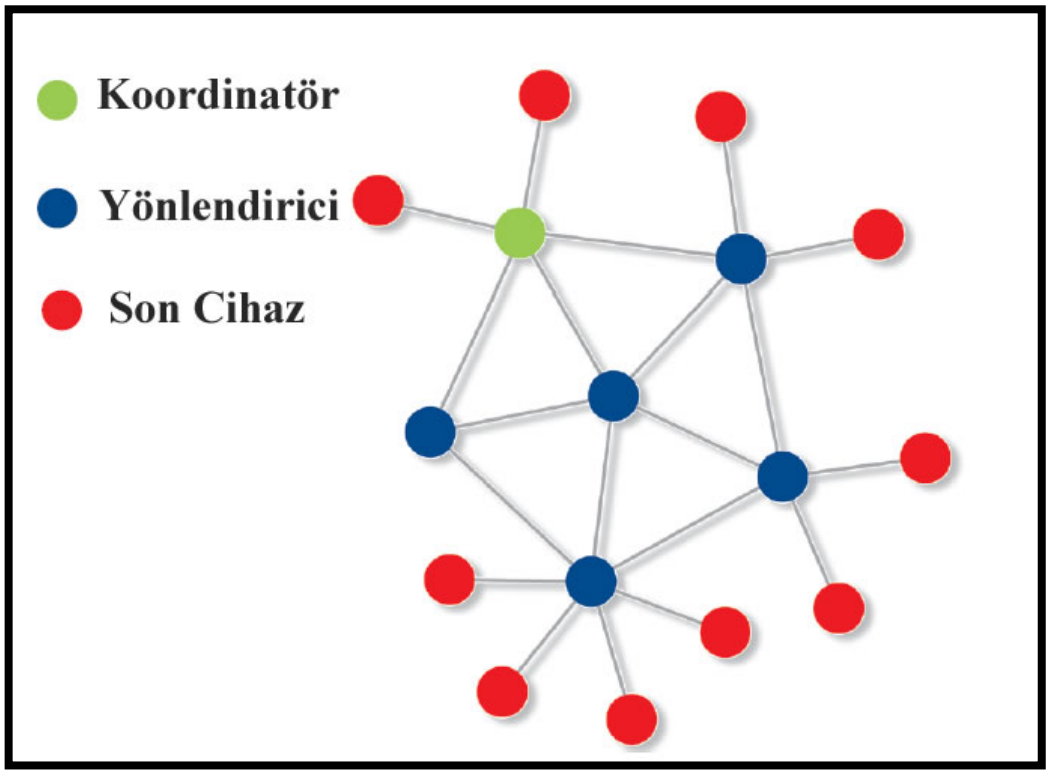
6.1. ZigBee cihaz ve aygıt tipleri

LR-WPAN'a iki tip cihaz katılabilir bunlar; tam fonksiyonlu cihazlar (FFD) ve fonksiyonları azaltılmış cihazlar (RFD). FFD tipli cihazlar yerine göre koordinatör, yönlendirici ve son cihaz olarak görev yapabilirler. RFD cihazlar ise uygulamaya dönük işlemlerde kullanılırlar. Yönlendirme ve yönetme görevleri yoktur. Bu yüzden basit yapıdadırlar. Az bellek ve az kaynakla görevini gerçekleştirir. Cihaz tiplerine göre görevi belirlenen ZigBee aygıtları ise şunlardır (Şekil 6. 1):

ZigBee Koordinatör (ZC): Genelde PAN Koordinatörü olarak adlandırılan bu aygıt tipi, diğer aygıtların adreslerini belirler, ağın güvenlik ayarlarından ve haberleşmenin kalitesinden sorumludur. PAN ağının başlatılmasından ve yönetilmesinden sorumludur. PAN başında sadece bir koordinatör olabilir. Koordinatör bir FFD cihaz olmalıdır (Masica, 2007).

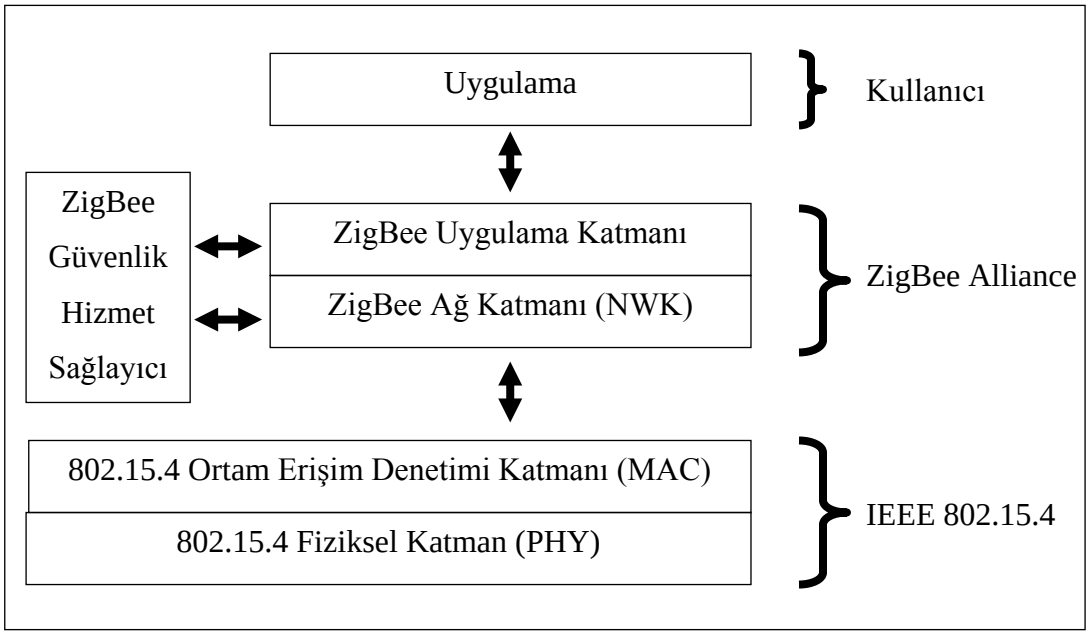
ZigBee Yönlendirici (ZR): Bu aygıt tipi ağda yönlendirici olarak görev yapar ve ileri mesajları yürütmek için kaynaklara sahiptir. Aynı zamanda koordinatör ile son cihazlar arasında çoklu bağlantıyı sağlar. Yönlendirici bir FFD cihaz olmalıdır (Masica, 2007). PAN başlatılabilmesi ve çalışma sırasında ihtiyaca yönelik kullanılan bir aygıttır. Son cihazın doğrudan koordinatör ile bağlantısı gerekmez (Severino ve ark., 2010).

ZigBee Son Cihaz (ZED): Bu aygıt FFD veya RFD olabilir. PAN'daki yönlendirici ve koordinatör ile haberleşebilir, fakat bir başka son cihaz ile haberleşemez (Masica, 2007).



Şekil 6. 1. ZigBee aygıtları simülasyonu

6.2. ZigBee katmanları



Şekil 6. 2. ZigBee katmanları

Dört katman üzerinden değerlendirilen ZigBee'nin, ilk iki katmanı olan fiziksel katman ve ortam erişim denetimi katmanı IEEE 802.15.4 tarafından, son iki katmanı olan ağ katmanı ve uygulama katmanı ise ZigBee Alliance tarafından geliştirilmiştir (Şekil 6.2). Bu şekilde modellenen katmanların sorumlulukları:

Fiziksel katmanı;

- Radyo alıcı-vericinin etkinleştirilmesi veya devre dışı bırakılması,
- Geçerli kanal üzerine enerji algılama,
- Alınan paketler için bağlantı kalitesi göstergesi değerlendirme,
- Temiz kanal değerlendirme ve çoklu erişimde hat kontrolünün yapılması,
- Kanal frekans seçimi,
- Veri iletimi ve alımı,

Ortam erişim denetimi katmanı;

- Cihaz bir koordinatör ise Beacon üretme,
- Beacon düzenleme,
- Ağa katılma veya ayrılma,
- Cihaz güvenliğini destekleme,
- Kanal seçiminde CSMA-CA algoritmasının harekete geçirilmesinin sağlanması,
- GTS mekanizmasını koruma ve yürütme,
- MAC seviyesinde güvenilir bağlantı sağlama (Callaway ve ark., 2002).

Ağ katmanı;

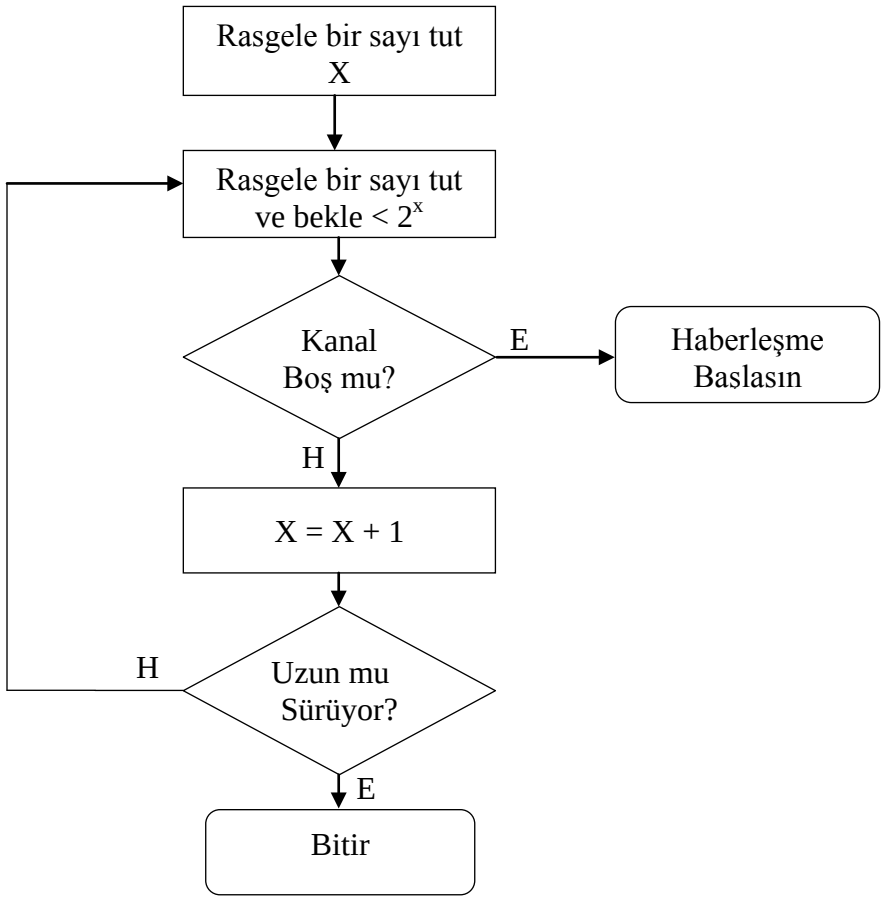
- Ağın kurulumunu başlatma,
- Ağa yeni bir cihazın katılmasını veya bırakılmasını sağlama,
- Yeni bir cihaz için stack ayarlarını yapılandırma,
- Ağa katılan cihazlara adreslerini atama,
- Gönderilen paketlerin ağda yön keşfini belirleme,
- Güvenir olmayan paketleri iptal etme,

Uygulama katmanı;

- Ağın yönetimini gerçekleştirme,
- Ağ cihazları arasında güvenli bir haberleşme kurulmasını sağlama,
- Bir cihazın diğer cihazlarla gerçekleştireceği işlemleri bir düzenle belirleme,
- İki veya daha fazla cihazın gereksinimleri doğrultusunda katman servislerinin kullanılmasını sağlama ve bu doğrultuda yönlendirme sağlar (Kinney, 2003).

6.3. Haberleşme tekniği (CSMA/CA)

Bir haberleşme anında ağda bulunan diğer aygıtların da haberleşme yapma istekleri olabileceğini göz ardı etmeyen bir algoritma işletilmelidir. Bu durumda birçok teknik kullanılabilir, fakat IEEE 802.15.4 tarafından bu teknik tercih edilmiştir. ZigBee aygıtları, haberleşme anında ağdaki diğer aygıtlarla bir karmaşaya sebep olmamak için bu veri gönderme tekniğini kullanır. Bu teknik ethernette uzun yıllar boyunca başarıyla kullanılmıştır. Aygıtlar arası senkronizasyona gerek duymayan bir yapıya sahiptir. Senkronizasyon yerine "Önce dinle sonra konuş" stratejisini uygular. Yani cihaz önce kanalın meşgul olup olmadığına bakar, kanal meşgul ise müsait zamanı kollar ve kanal boş ise konuşmaya başlar. Ayrıca boş kanal bulamıyorsa bekleme periyodu otomatik olarak rastgele artar (Anonymous, 2009). Bu rastgelelikten dolayı iki aygıt kanalı kullanmaya başlarsa çarpışma adı verilen istenmeyen durum oluşur. Çarpışmanın ardından aygıtlar rastgele süreyi tekrar işletir ve gönderme işlemi tekrarlanır. Kanal boş ise haberleşme başlatılır. Şekil 6.3'de CSMA haberleşme tekniğinin basitleştirilmiş akış diyagramı görülmektedir.



Şekil 6. 3. CSMA haberleşme tekniği akış diyagramı

6.4. ZigBee güvenlik hizmetleri

ZigBee güçlü şifreleme tekniği olan AES-128 kullanmaktadır. Bu teknik son kullanıcıya yönelik yenilik sağlayarak, ağda oluşan her türlü farklı işlemi kontrol altında tutarak yapılan saldırıların tekrarlanmasını önleyebilmektedir. ZigBee ayrıca gelen ve giden olarak değişen sayaçlar kullanmaktadır. Oluşturulan bu sayaç her yeni anahtar oluştuğunda sıfırlanır ve böylece sistemin çok kısa periyotlar içinde anahtarlarını değiştirerek çalışmasını sürdürmesini sağlar (Anonim, 2010).

6.5. ZigBee'de mesafe ve doğruluk

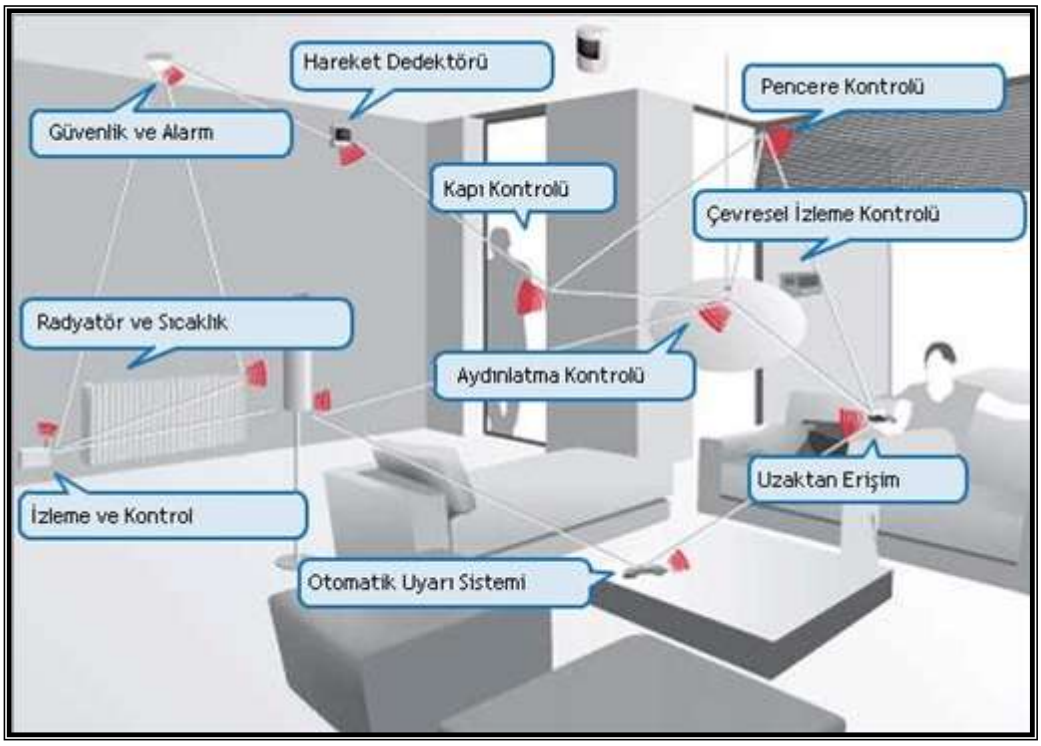
ZigBee aygıtları arasında, haberleşme mesafesi 100 m'ye kadar çıkabilmekle birlikte bu aygıtların bulundukları ortamın farklılığına göre bu mesafe düşebilmektedir. Ayrıca gönderilecek veri paketinin büyüklüğü de gönderimin başarısını etkilemektedir. 64 Byte boyundaki 200 adet farklı veri dizisi verici tarafından yollanılıp ve alıcı tarafından alınan verilerle karşılaştırması yapılarak Tablo 6.3'deki başarılı iletim yüzde değerleri elde edilmiş (Somay, 2009).

Tablo 6. 3. ZigBee'nin ortama göre iletim mesafesi

	Mesafe	İç Mekan	Dış Mekan
Engelsiz	2 Metre	% 100	% 100
	4 Metre	% 100	% 100
	10 Metre	% 100	% 95,5
Engelsiz, Hareketli	2 Metre	% 100	% 100
	4 Metre	% 99	% 100
	10 Metre	% 96	% 95
Cam Engelli	2 Metre	% 100	----------
	4 Metre	% 100	----------
	10 Metre	% 99	----------
Cam+Plastik Engelli	2 Metre	% 90	----------
	4 Metre	% 86,2	----------
	10 Metre	----------	----------

6.6. ZigBee'nin kullanım alanları

ZigBee ile 100 metrelik alan dahilindeki birçok cihazı diğer cihazlarla haberleştirebilir ve bu cihazlar yönetilebilmektedir (Şekil 6.4).

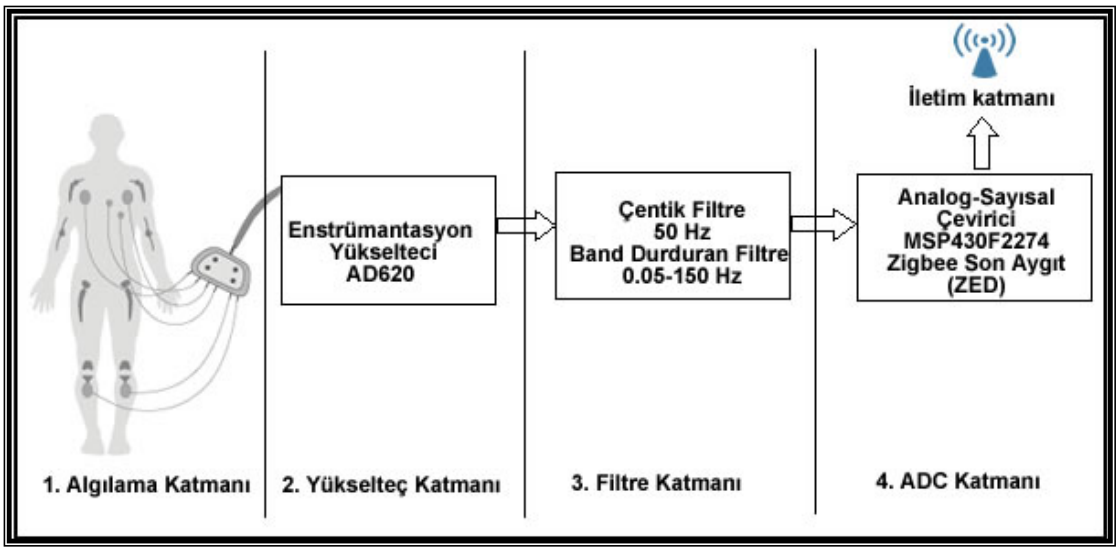


Şekil 6. 4. ZigBee kullanım alanları

- Ev ve işyeri otomasyonlarında; HVAC sistemlerinde, kapı, perde, klima müzik ve sinema sistemlerinde kullanılabilir.
- Endüstride; endüstri otomasyonlarında, kimlik saptamada, ürün takip cihazlarında, otomatik bilgi izleme ve yönetim sistemlerinde kullanılmaktadır.
- Oyuncak ve eğlence alanlarında; özel ışıklandırma sistemlerinde, gelişmiş kumanda ve yönlendirme sistemlerinde kullanılmaktadır.
- Bilgisayarın çevresel donanımlarında kullanılır.
- Taşınabilir servislerin ve aygıtların çevrimiçi (online) ödeme, çevrimiçi kontrol sistemlerinde kullanılmaktadır (Anonim, 2010).
- Tıbbi cihazlarda; hasta bilgilerinin (Vücut sıcaklığı, EKG vb.) gerçek zamanlı olarak takip edilmesinde kullanılmaktadır.

7. MATERYAL VE METOT

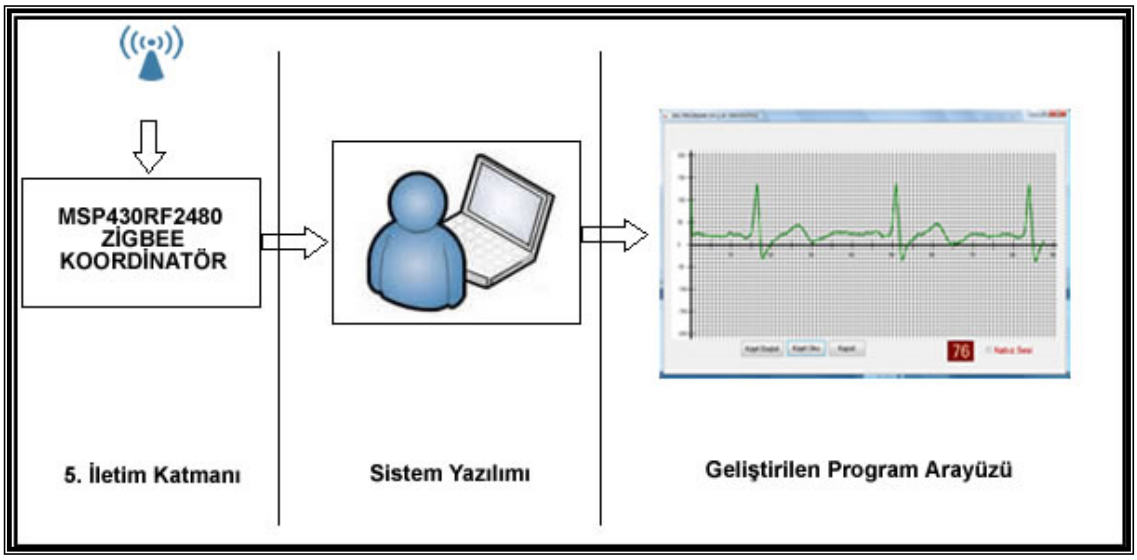
Bu tez çalışmasında biyoelektrik işaretlerden olan EKG işaretleri insan vücudundan algılanıp yükselteç ve filtre katmanlarından geçirildikten sonra düşük güçlü kablosuz kişisel alan ağı protokolü olan ZigBee kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. Geliştirilen bir program ile bu işaretler grafik halinde çizdirilmiştir.



Şekil 7. 1. Donanım blok diyagramı

Şekil 7.1 ve Şekil 7.2'de sistemin blok diyagramı katmanlar halinde incelendiğinde, EKG kemeri kullanılarak insan vücudundan algılanan düşük genlikteki EKG işaretleri yükselteç katmanına iletilir. Yükselteç katmanına gelen işaretlerin genlik değerleri çok düşük olduğu için bu işaretleri algılayan ve yükselten AD620 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır. Yükselteç katmanından gelen EKG işaretleri üzerindeki gürültüleri filtrelemek amacı ile filtre katmanı tasarlanmıştır. Filtre katmanında EKG işaretlerinin frekans aralıkları dışındaki işaretler zayıflatılarak EKG işaretlerinin belirginleşmesi sağlanmıştır. Ayrıca bu katmanda 50Hz'lik şebeke gürültüsünü bastırmak amacı ile çentik filtre tasarlanmış olup, kesim frekansı bant genişliğini düşük tutmak için aktif filtre tercih edilmiştir. 12 kanaldan kayıt edilen EKG işaretleri negatif ve pozitif genliklerde olmasından dolayı işaretlerin tamamının ADC tarafından algılanabilmesi için bu işaretlerin sabit bir gerilimin üzerine bindirilip ADC katmanına gönderilmesi gerekmektedir. Bu görevi yerine getirmek için toplar yükselteç kullanılarak işaretler ile sabit bir gerilimle toplatılmış olup negatif değerler bu sabit

gerilimin altında seyrettirilmiştir. ADC katmanında ise harici bir ADC entegresi yerine ZigBee protokolüne sahip MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin 10 bitlik ADC'si kullanılmıştır. ADC ile saniyede yaklaşık 500 örnekleme yapılarak ideal bir EKG cihazının örnekleme hızına ulaşılmıştır.

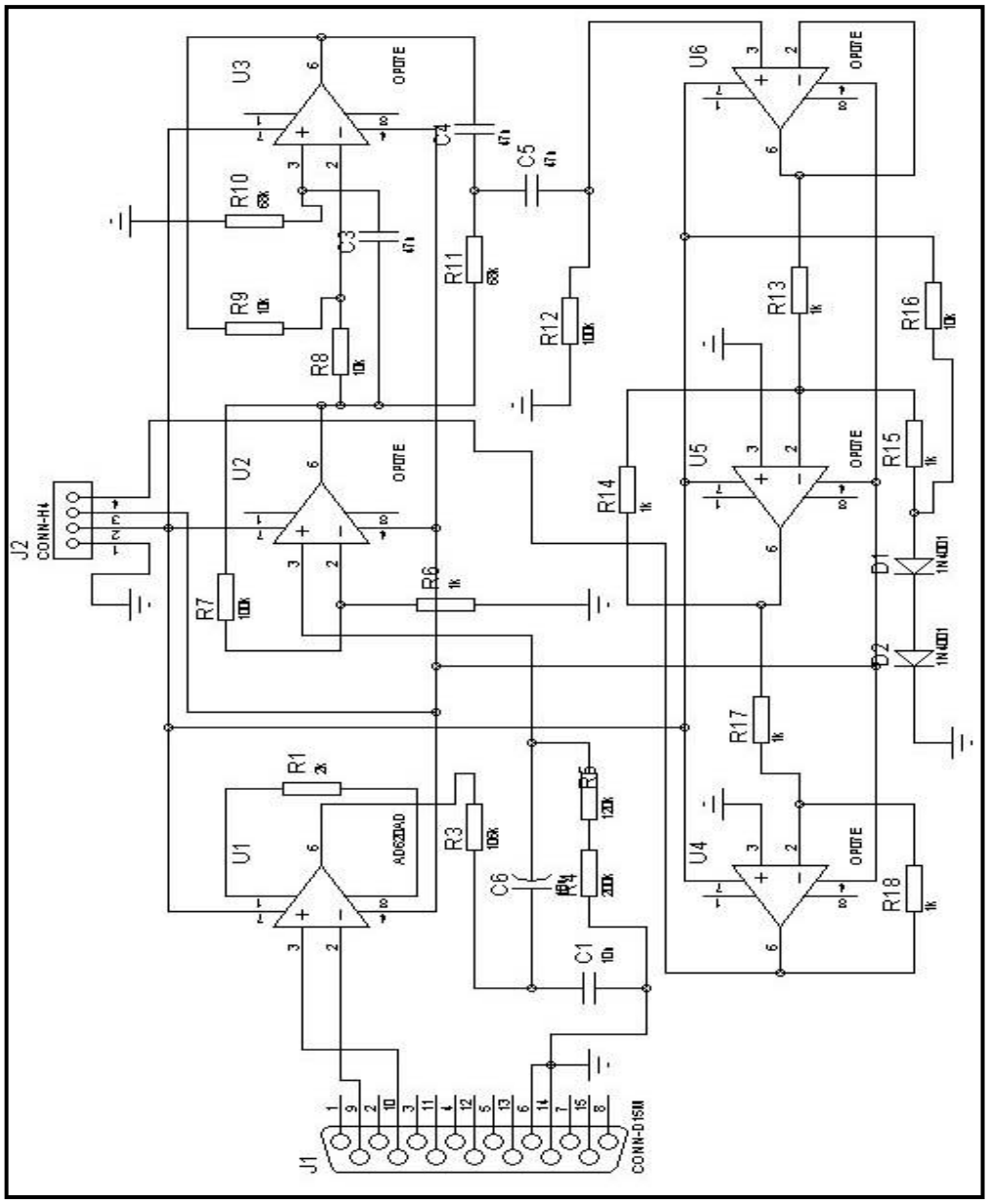


Şekil 7. 2. Yazılım blok diyagramı

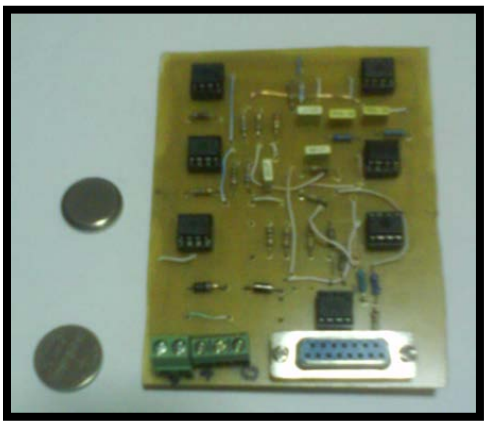
ADC sonrası elde edilen veriler ZigBee son aygıtından koordinatöre 95 Byte'lık diziler halinde saniyede 5-6 kez gönderilmiştir. Son cihazdan koordinatöre gelen veri paketleri RS232 protokolünü kullanarak 9600 baud hızında bilgisayarın USB girişine iletilmektedir. Bilgisayarda nesne tabanlı bir programlama dili kullanılarak geliştirilen, bir program aracılığıyla, gelen veri paketlerinden EKG verileri seçilerek zaman-gerilim ekseninde grafikleri çizdirilmektedir.

7.1. Sağlık izleme sistem tasarımı

Şekil 7.3'de EKG sisteminin devre tasarımı bütün katmanları ile verilmiş olup devrenin besleme gerilimi 3 Volt'luk iki adet pille sağlanmaktadır (Şekil 7.4). Ayrıca devrenin girişine, EKG kemeri çıkışı ile uyumlu 15 pinli dişi konektör eklenmiştir. Devrenin çıkışından ZigBee son cihazda bulunan MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin ADC pinine bağlantı yapılmaktadır. ADC'nin doğru ölçüm yapabilmesi için son cihazın referansı ile tasarlanan sistemin referanslarının ortak olması gerekmektedir. Son cihaz ile sistemin referansları birleştirilerek referanslar ortak hale getirilmiş olur.



Şekil 7. 3. Tasarlanan sistemin EKG devresi

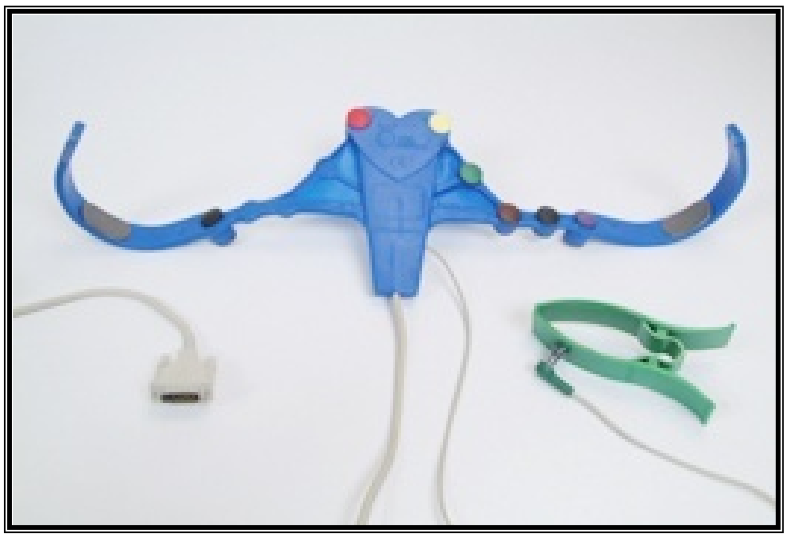


Şekil 7. 4. Gerçekleştirilen sistemin EKG devresi

7.1.1. Elektrot katman tasarımı

12 kanallı EKG cihazından kayıt yaparken on adet elektrot kullanılması gerekmektedir. EKG çekiminde en çok tercih edilen elektrotlar tek kullanımlık elektrotlar veya emici düzenli elektrotlardır. Bu elektrotların dezavantajları vücudun ilgili bölgesine yerleştirilirken özellikle göğüs derivasyonlarında hata yapılma oranı yükselmekte ve EKG gibi hastalık teşhisinde kullanılan bir cihazdan istenilen sonuçların elde edilememesine sebep olabilmektedir. Şekil 7.5'deki birçok EKG cihazı ile uyumlu, 12 kanallı EKG cihazları için üretilmiş birden fazla elektrotun bir arada bulunduğu ve elektrot yerleşimlerinin derivasyon çeşitlerine uygun şekilde tasarlanmış olan EKG kemeri kullanılmıştır. EKG kemerinin içerisinden bakır başlıklara bağlı 10 adet kablo gelmekte ve bu kablolar iletim halindeyken çevredeki gürültülerden etkilenmemeleri amacıyla yalıtılmış olup, yalıtım ucu konnektörün 6. pininden çıkış olarak verilmektedir. Kullanılan elektrot kemerinin teknik özellikleri;

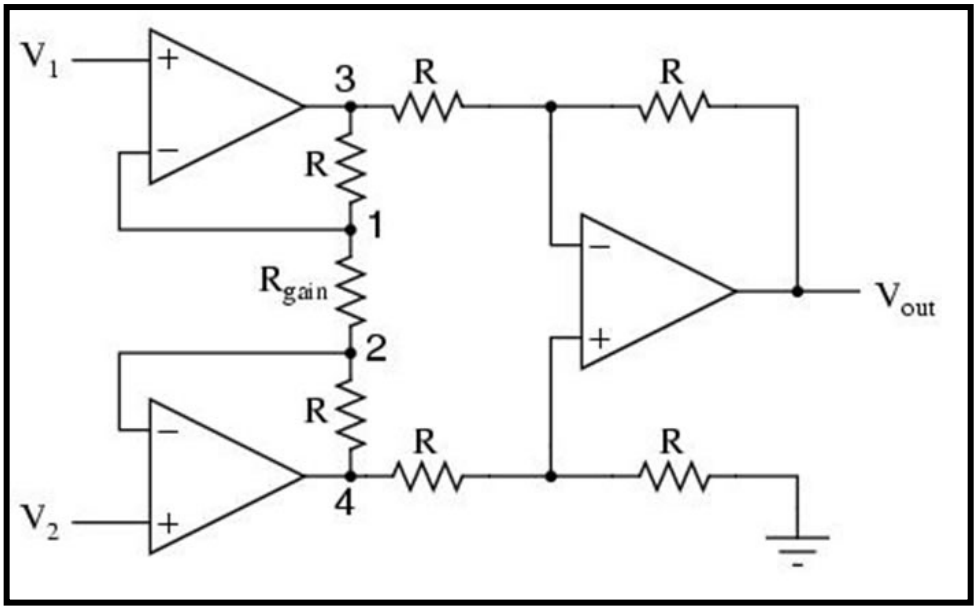
Materyal: Platin bazlı silikon lastik.
Uzunluk: 50 cm, 80 cm'e kadar esnetilebilir.
İletken: Bakır, 1ohm/metre'ye kadar dirence sahiptir.
Elektrotlar: Ag / AgCI kaplamalıdır.
Temizleme: Alkol, klorheksidin veya antiseptik sabun ve su (Anonim, 2010).



Şekil 7. 5. Algılayıcı olarak kullanılan EKG kemeri

7.1.2. Yükselteç katman tasarımı

Bir EKG'nin yaptığı temel işlev vücut yüzeyindeki belirli iki bölge arasındaki potansiyel farkı ölçmektir. Bu ölçüm sonucunun kalitesi EKG grafiğinin kalitesini belirlemektedir. Biyoelektrik işaretlerinin çok düşük genliklerde olması (µV seviyede) biyomedikal uygulamalarda enstrümantasyon yükselteçlerinin kullanılmasını gerektirmiştir. Enstrümantasyon yükselteçlerinin giriş empedansının yüksek olması, çıkış empedansının düşük olması, bir direncin kontrol edilmesi ile kararlı yüksek kazanç sağlaması, ortak mod bastırma oranının (Common-Mode Rejection Ratio) yüksek olması ve fark yükselteci olarak görev yapması gibi özelliklerinden dolayı biyomedikal uygulamalarda tercih sebebi olmuştur. Ortak mod bastırma oranı (CMRR), bir yükseltecin girişlerine aynı özelliklerdeki gürültü olarak adlandırılan sinyallerin belirli oranda zayıflatılmasıdır. EKG işaretlerine etki eden zayıflatılması gereken işaretler; şebeke gürültüsü olarak adlandırılan, devrenin bir pil ile beslenmesi durumunda da oluşabilen 50 Hz'lik gürültü ve EMG işaretleri örnek verilebilir. Şekil 7.6'da ortak mod bastırma oranının yüksek tutulmasına yönelik tasarlanmış, uygulamalarda çok sık kullanılan bir enstrümantasyon yükselteci görülmektedir.

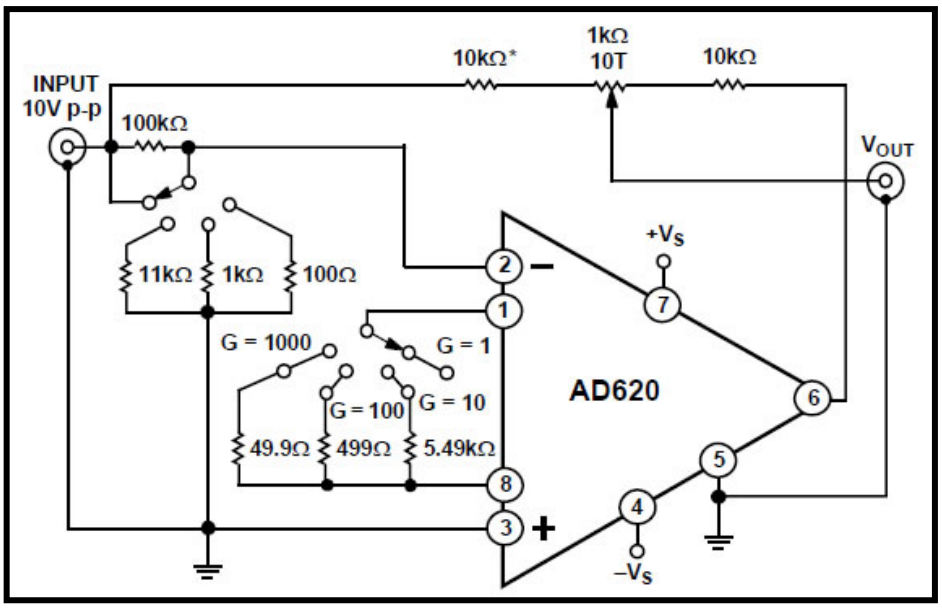


Şekil 7. 6. Tipik bir enstrümantasyon yükselteç devresi

Bu çalışmada enstrümantasyon yükselteci olarak Anolog Device firmasının bir yükselteci olan AD620 kullanılmıştır. AD620 Şekil 7.7'de görüldüğü gibi harici bir direnç ile girişlerdeki işaretlerin farkını alıp kazanç değeri ile çarpıp çıkışa aktarır. Devrede 2 kΩ'luk bir harici direnç kullanılmış olup kazanç değeri hesaplanırken AD620 enstrümantasyon yükseltecine özgü şu formüller dikkate alınmıştır;

$$G = 49.9k\Omega / R_g + 1 \quad (7.\ 1)$$

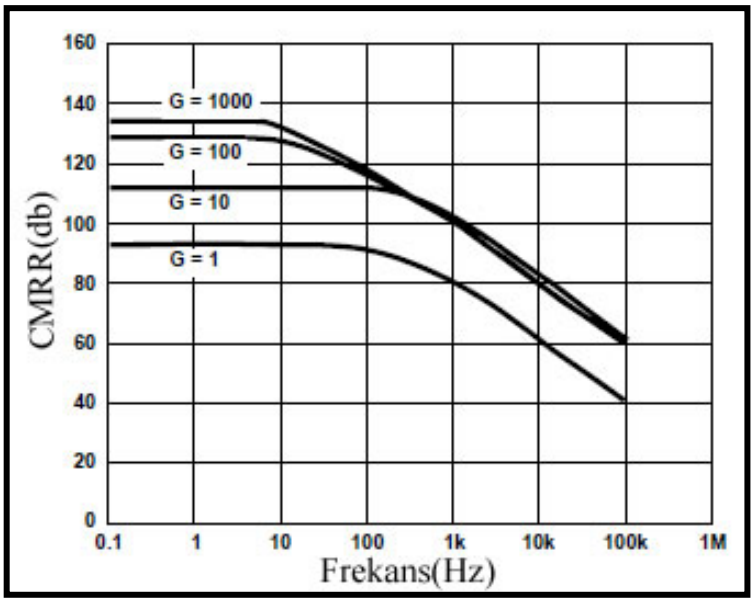
$$R_g = 49.9k\Omega / (G-1) \quad (7.\ 2)$$



Şekil 7. 7. AD620 harici direnç değerine göre kazanç durumu

AD620'nin tasarlanan devre için önemli özellikleri şu şekildedir:

- Besleme gerilim aralığı ±2,3 V ile ±18 V arasındadır.
- Kazancı harici bir dirençle 1 ile 10.000 arasında değişebilir.
- Besleme akımı en fazla 1,3 mA'dir.
- 50 µV'a kadar giriş gerilimlerini algılama hassasiyeti.
- Ortak mod bastırma oranı (G=10 için) 100 db üzeridir (Şekil 7.8).



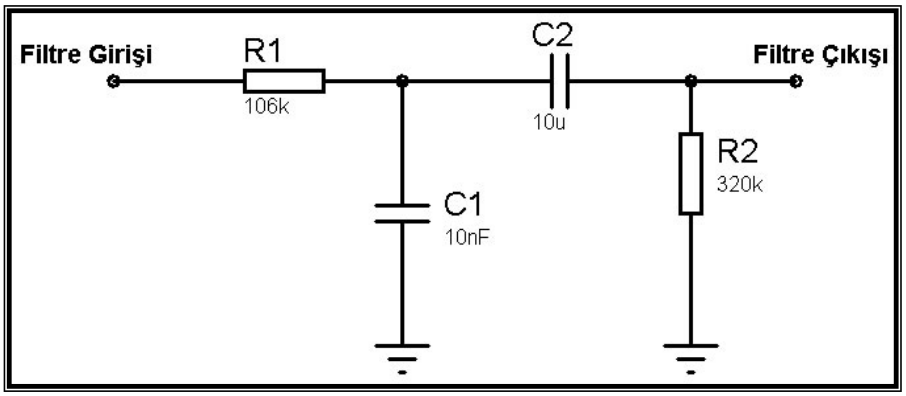
Şekil 7. 8. AD620'de frekans değişiminin CMRR'ye etkisi

7.1.3. Filtre katman tasarımı

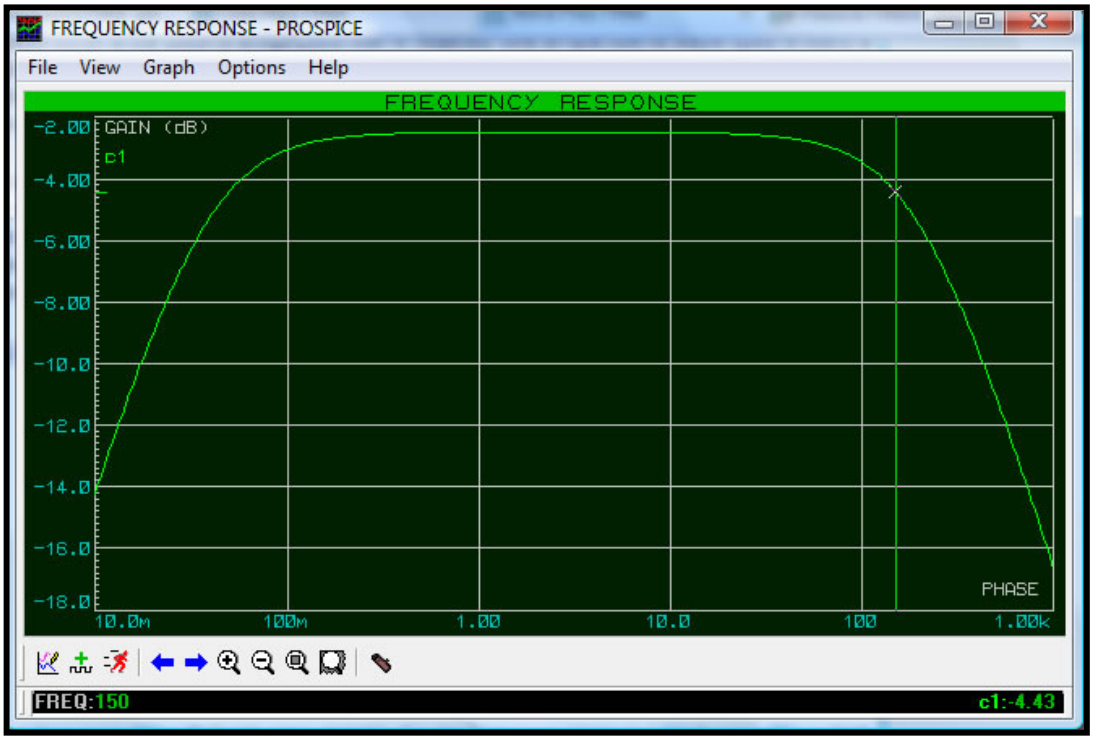
EKG kaynaklı olmayan işaretlerin zayıflatılması işlemi bu katmanda yer almaktadır. EKG işaretlerinin 0.05-150 Hz frekans bant aralığında olması, bu frekans aralıkları dışında kalan vücut kaynaklı veya farklı çevre etmenlerin sebep olduğu gürültülerin zayıflatılması için Şekil 7.9'da verilen bant geçiren pasif bir filtre tasarlanmıştır. Bant geçiren filtre, alçak geçiren filtre (AGF) ile yüksek geçiren filtrelerin (YGF) seri bağlanması ile oluşturulmuş olup AGF'nin kesim frekansı F_{AGF} = 150 Hz'e YGF'nin kesim frekansı F_{YGF}= 0.05 Hz olarak belirlenmiştir. Devrenin kazancı Şekil 7.10'da görüldüğü gibi kesim frekanslarında yaklaşık -4,5 db'dir.

$$\mathrm{F_{YGF}} = \frac{1}{2 \times \pi \times \mathrm{R} \times \mathrm{C}} = \frac{1}{2 \times 3{,}14 \times 106\ \mathrm{k\Omega} \times 10\mathrm{nF}} \cong 0.05\ \mathrm{Hz} \qquad (7.3)$$

$$\mathrm{F_{AGF}} = \frac{1}{2 \times \pi \times \mathrm{R} \times \mathrm{C}} = \frac{1}{2 \times 3{,}14 \times 320\ \mathrm{k\Omega} \times 10\ \mu\mathrm{F}} \cong 150\ \mathrm{Hz} \qquad (7.4)$$

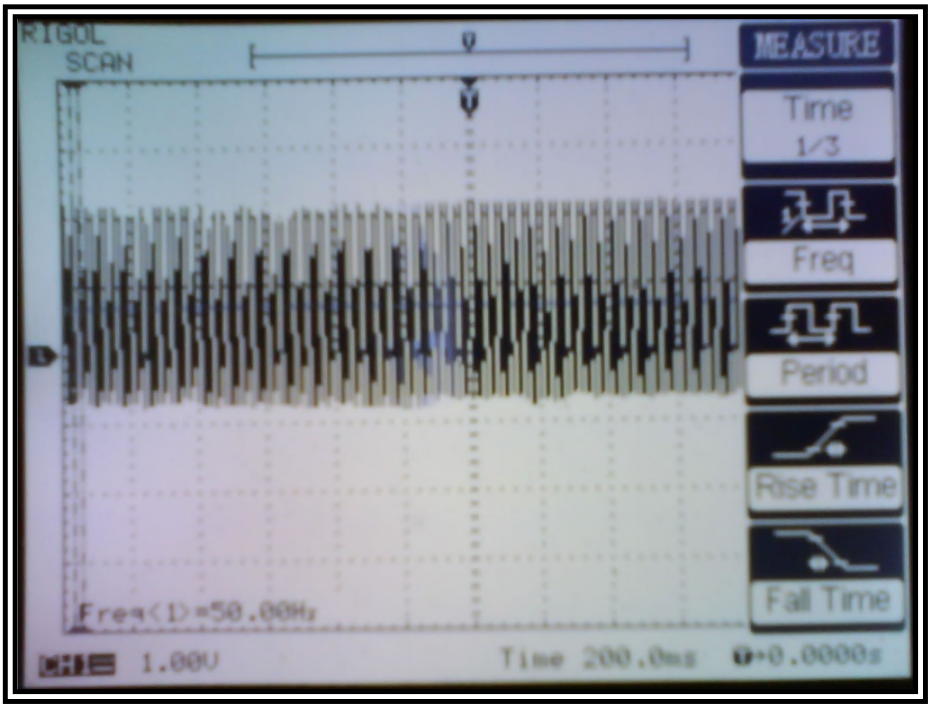


Şekil 7. 9. Bant geçiren pasif filtre



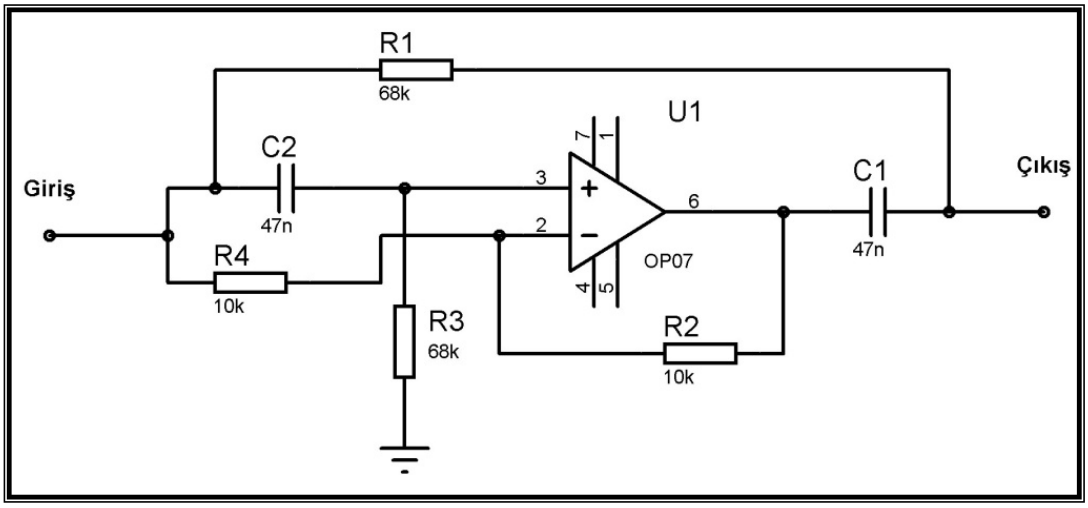
Şekil 7. 10. Bant geçiren filtrenin frekans-kazanç grafiği

EKG işaretlerine; kaynağı şebeke hattı olan, bir batarya ile beslenen devrelere dahi ortama göre 50 Hz'lik bir gürültü etki edebilmektedir. Sıçanlar üzerinde yapılan bir çalışmada 50 Hz'lik 1 mT elektromanyetik alanın kalp aktivitesini değiştirmediği belirtilmektedir (Elmas 2007). Bu gürültü, kalp aktivitesini etkilemese de vücut yüzeyine etki ettiği bilinmektedir (Şekil 7.11).

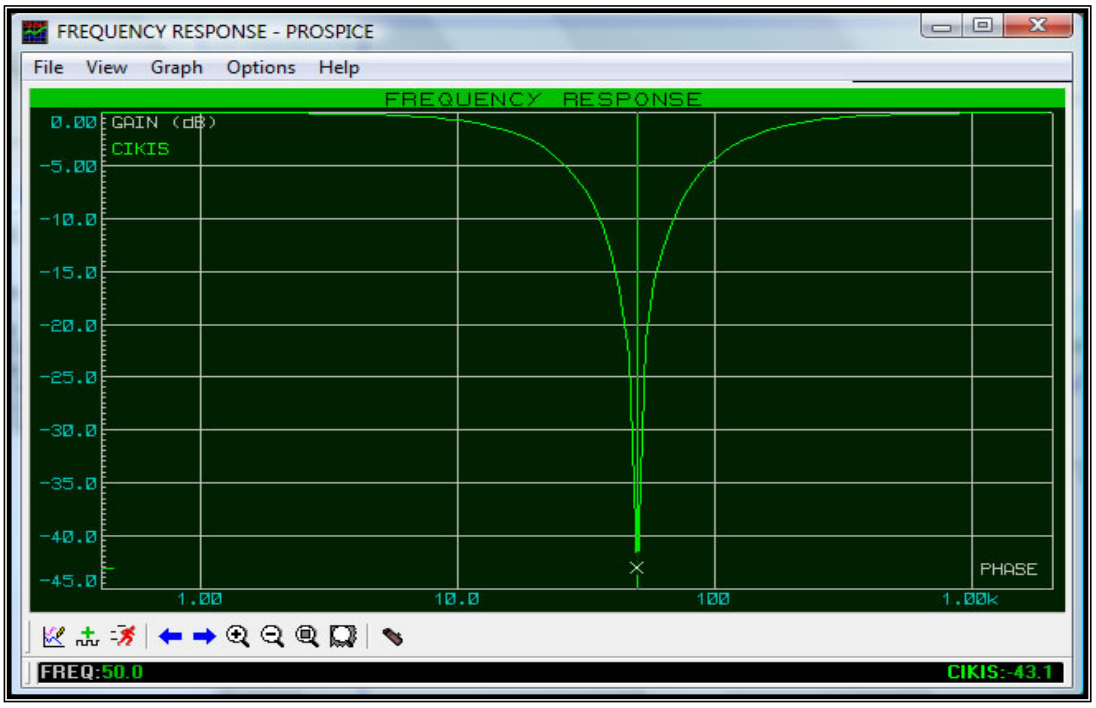


Şekil 7. 11. EKG işareti ve 50 Hz gürültü

Bu gürültünün zayıflatılması için çentik filtre (notch filter) olarak da adlandırılan bant durduran filtreler kullanılmaktadır. Bu filtrelerle; zayıflatılmak istenen frekans belirlenir ve belli bir bant genişliğinde zayıflatılma yapılır. Bant genişliğinin doğru belirlenememesi uygulama için önemli olan verilerinde zayıflatılmasına sebep olacaktır. Bu çalışmada tasarlanan 50 Hz'lik çentik filtre devresi Şekil 7.12'de görüldüğü gibi 2. dereceden aktif bir filtredir. Devrenin kazancı yaklaşık -43 db olup frekans kazanç grafiği Şekil 7.13'de görülmektedir.



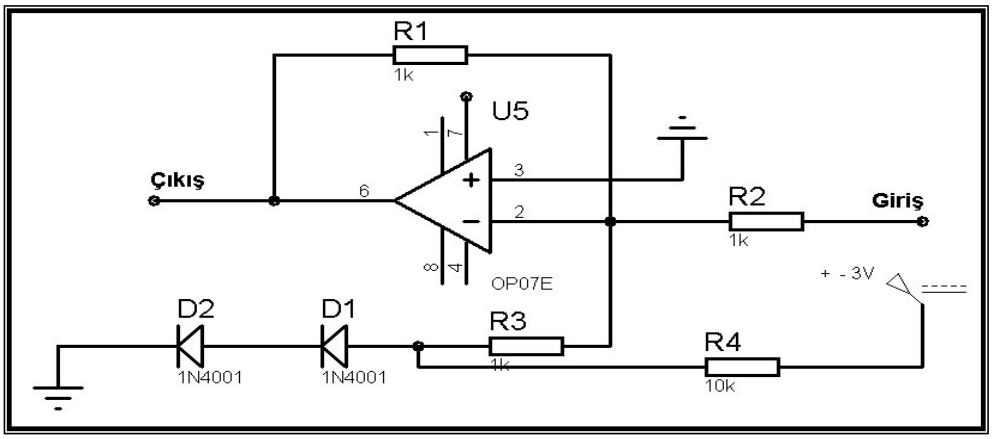
Şekil 7. 12. 50 Hz çentik filtre devresi



Şekil 7. 13. 50 Hz çentik filtre frekans-kazanç grafiği

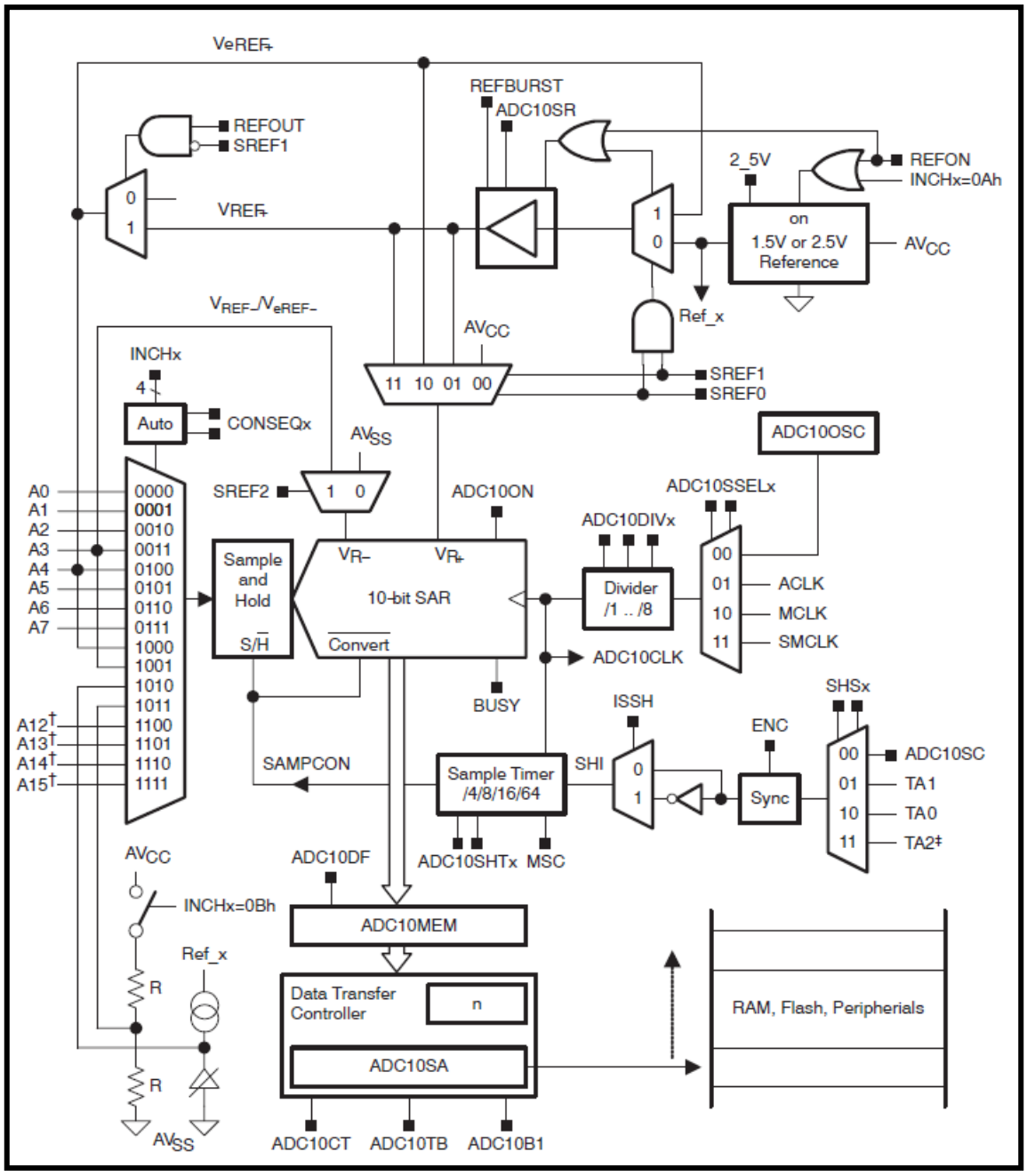
7.1.4. ADC ve iletim katmanı

Analog bir işaret olan EKG işaretleri kablosuz olarak bilgisayara aktarılabilmesi için bu işaretlerin sayısal işaretlere dönüştürülmesi gerekmektedir. Bu işlem analog sayısal dönüştürücü (ADC) kullanılarak gerçekleştirilir. ADC olarak kullanılan MSP430F2274 mikrodenetleyicisi referans gerilimini 0 V aldığından dolayı kullanılan ADC sadece pozitif yöndeki işaretleri sayısala çevirebilmektedir. Bir EKG işaretinin genlik-zaman düzleminde derivasyon çeşidine göre pozitif ve negatif yönde olabileceği dikkate alındığında genlik-zaman düzleminin pozitif bölgeye çekilmesi gerekmektedir. Bu işlem için tasarlanmış devre şekil 7.14'de görülmektedir. Devrenin amacı EKG işaretlerinin 0 - 1,5 Volt arasında kalmasını sağlamaktır. R4 direnci yerine takılacak bir potansiyometre ile EKG işaretlerinin genlik zaman düzleminde istenilen bir seviyeye ayarlanması yapılabilir. Ayarlamanın sabitlik kazanmasının ardından diyotlar yerine zener gerilimi uygun bir zener diyot kullanılarak gerilim sabitlemesi yapılabilir. Bu şekilde devre tasarımındaki temel amaç EKG derivasyonlarının tamamının (12 kanal EKG kaydı) alınabilmesi içindir.



Şekil 7. 14. EKG işaretlerinin pozitif düzleme çekilme devresi

Analog işaretlerin sayısala dönüştürülme işleminde modül içerisindeki MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin ADC birimi kullanılmıştır. Şekil 7.15'de blok diyagramı verilen ADC birimi 10 bit çözünürlülükle, referans gerilimini 1,5-2,5 Volt arasında belirleyebilme, 200 ksps örnekleme hızına sahip, dönüştürme işlemini SAR tekniği ile gerçekleştiren bir çekirdeğe sahip olması, dönüşümün CPU müdahalesi olmadan saklanabilmesi gibi özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir. ADC için MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin P_2.2(A2) pini kullanılmıştır.



Şekil 7. 15. ADC birimi blok diyagramı

ADC'nin kurulum ve okuma ayarları için modülün programlanabildiği MSP430 RF480 geliştirme kitinin modülleri ile uyumlu IAR Embedded Workbench IDE programı kullanılmıştır. Her bir modüle program derleme işlemi USB portu üzerinden gerçekleştirilmiştir. Bu modüller kullanılacakları aygıt türüne göre programlanmıştır.

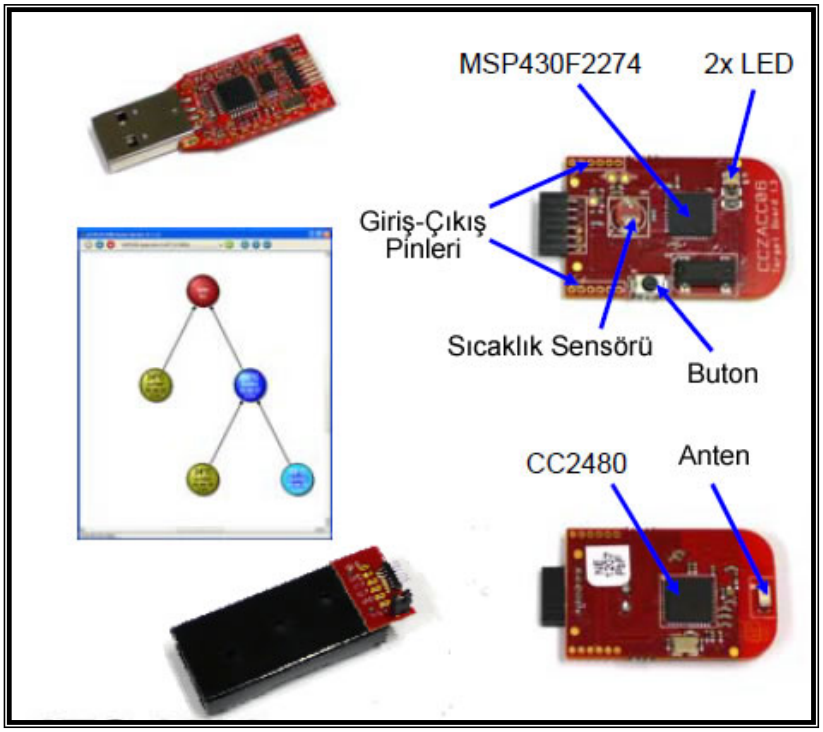
ADC kurulum kodları:

```
ADC10AE0=0x04;
ADC10CTL1 = INCH_2+ADC10DIV_4;
ADC10CTL0 = SREF_1+ADC10SHT_3+REFON+ADC10ON+ADC10IE+ADC10SR;
halDelay(ADC_WAIT_MSECS, TRUE);
ADC10CTL0 |= ENC | ADC10SC;
```

ADC okuma kodları:

```
ADC10AE0=0x04;
halAdcVal = ADC10MEM;
halEventFlags |= HAL_EVT_ADC;
```

İletim katmanında ZigBee protokolüne sahip şekil 7.16'da donanımları verilen MSP430 RF2480 geliştirme kiti kullanılmıştır. Kiti oluşturan her bir modül üstlendiği göreve göre ayrı ayrı programlanır ve haberleşme sırasında koordinatör olan modül USB girişi ile bilgisayara takılır. Koordinatör, son cihaz ve yönlendiriciden gelen verileri bilgisayara aktarır.

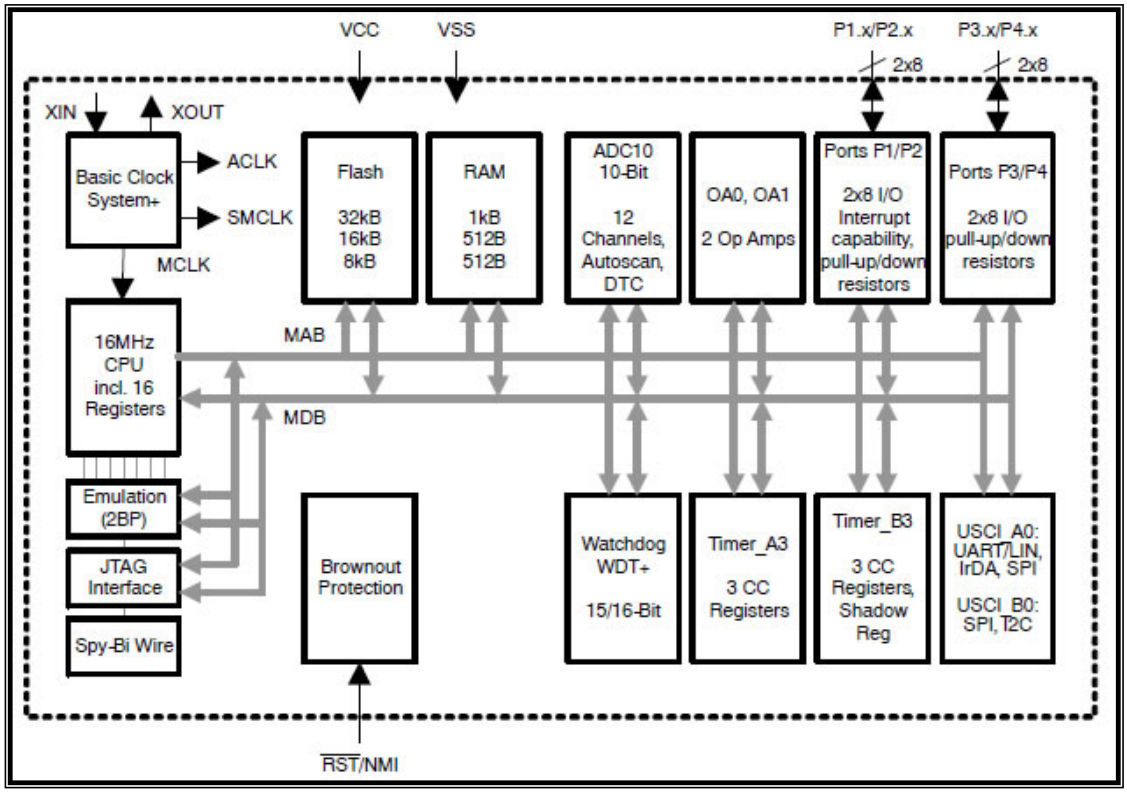


Şekil 7. 16. EZ430-RF2480 geliştirme kiti

7.2. Modül bileşenleri

Kablosuz haberleşmede veri alıcı-verici görevini üstlenen IEEE 802.15.4-ZigBee tabanlı CC2480 mikroişlemcisi ve çevre donanımlarla etkileşim içerisinde olan, işlemci ile uygulamalar arasında bağlantı kuran MSP430F2274 mikrodenetleyicisi modülün temel bileşenlerini oluştururlar.

7.2.1. MSP430F2274

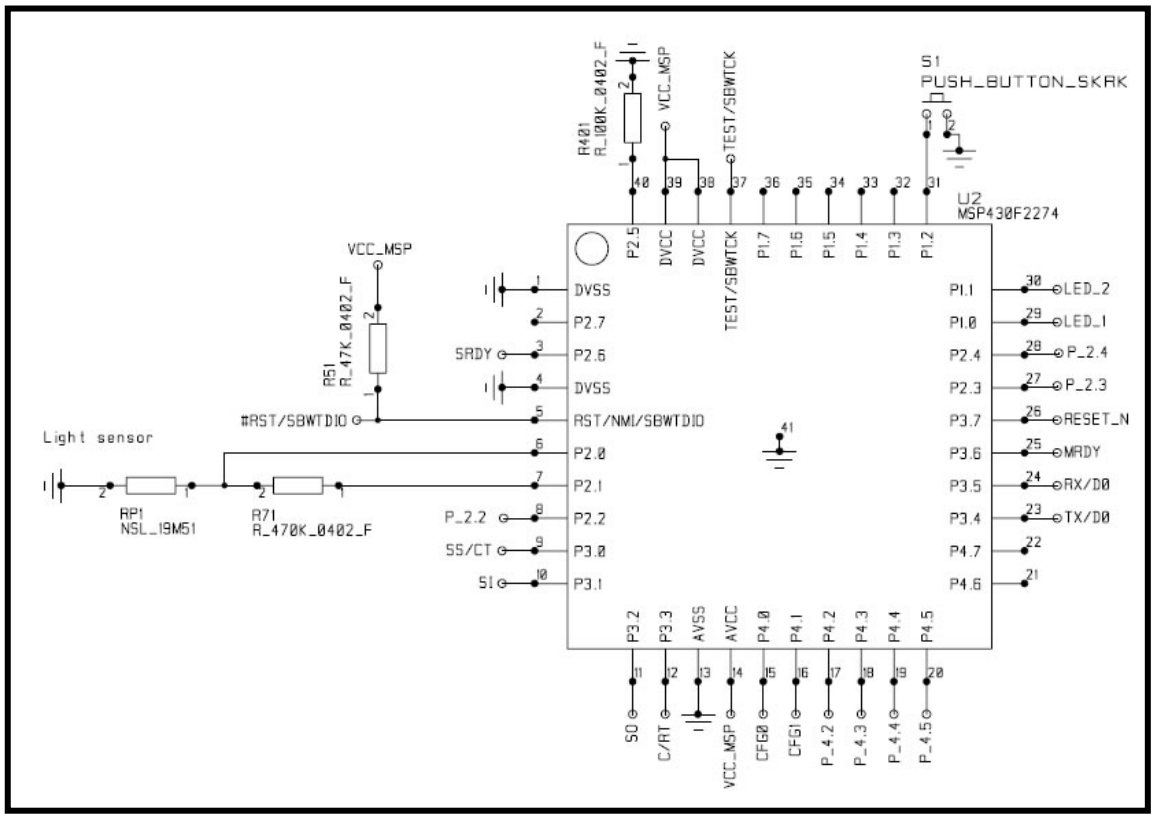


Şekil 7. 17. MSP430F2274 mikrodenetleyicisi blok diyagramı

MSP430F2274 genel olarak, modülün dış dünyayla etkileşimini düzenleyen ZigBee alıcı-verici ünitesine yapacağı işlemleri bildiren bir mikrodenetleyicidir. Az enerji harcama özelliğine sahip MSP430 ailesine ait bir mikrodenetleyicidir. Şekil 7.17'de blok diyagramı verilen MSP430F2274 mikrodenetleyicisnin genel özellikleri:

- 1,8 V ile 3,6 V arasında besleme,
- Aktif modunda 2,2 V ile 270 µA akım çekme,
- Bekleme modunda 0,7 µA akım çekme,
- Uyku modunda hafızadaki bilgileri korumak amacı ile 0,7 µA akım çekme,
- Bekleme modundan 1 µs'den daha kısa sürede aktif moda geçmesi,
- 16-Bit RISC mimariye sahip olma,
- 16-Bit iki adet Timer,
- I^2C, UART, SPI, IrDA ile uluslar arası seri haberleşme protokolleri,
- Dahili referans gerilimi ile 10-Bit çözünürlülük 200 ksps hızında 12 adet ADC kanalı şeklinde sıralanabilir.

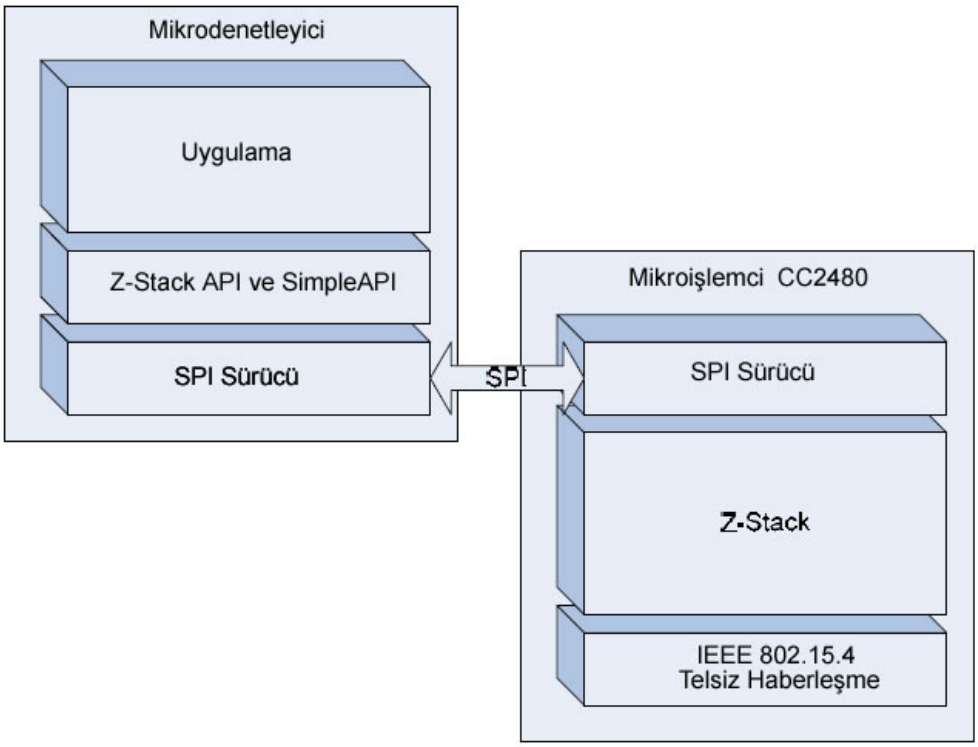
Modülde kullanılan MSP430F2274 ve çevre donanımlar Şekil 7.18'de görülmektedir.



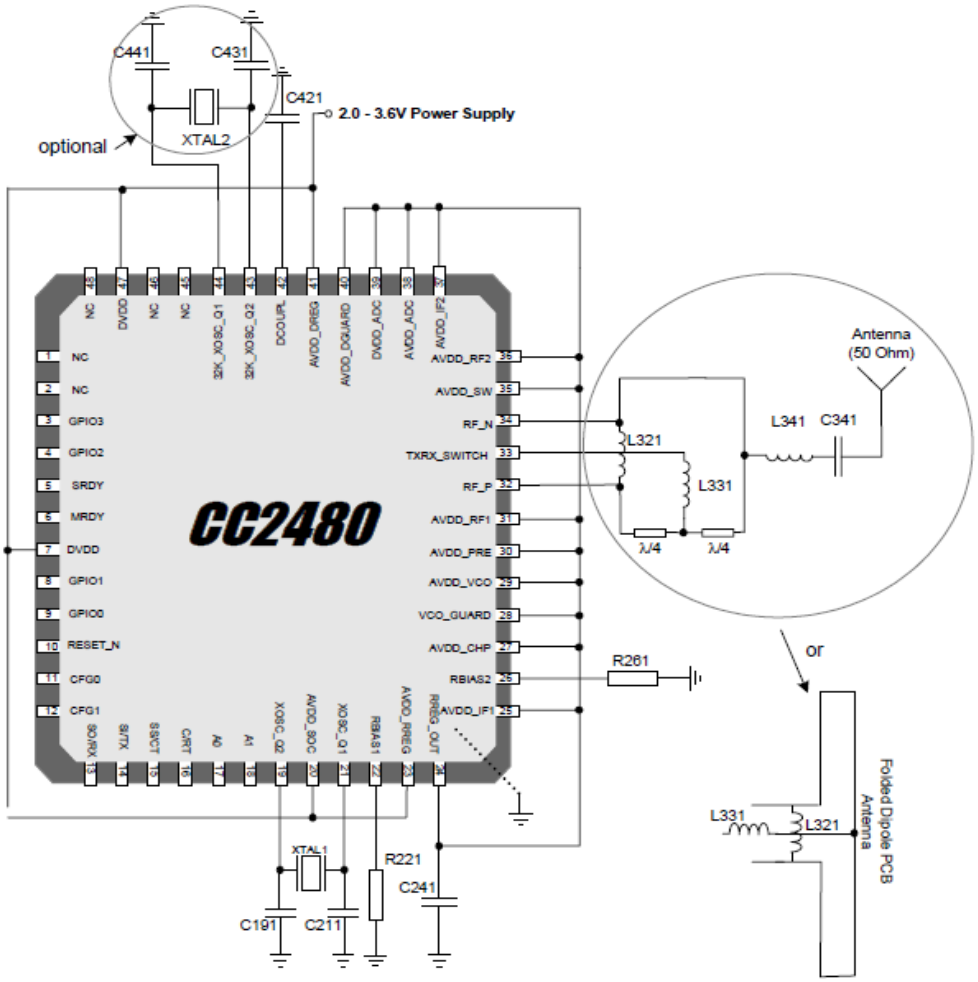
Şekil 7. 18. MSP430F2274 ve kullanılan harici donanım birimleri

7.2.2. ZigBee alıcı-vericisi: CC2480

CC2480 işlemcisi, çok küçük değişikliklerle ZigBee'nin bütün fonksiyonlarını gerçekleştirebilecek şekilde tasarlanmış düşük maliyetli ve düşük güçlü bir işlemcidir. CCZACC06 olarak da tanımlanan bu işlemci ZigBee alıcısı-vericisi olarak görev yapar. Diğer aygıtlar ile haberleşme esnasında gönderilecek işaretleri modüle eder ve gönderir. Kendisine gelen işaretleri anteni vasıtasıyla algılayıp demodüle eder ve bulunduğu aygıtın diğer aygıtlarla haberleşmesini sağlar. Genellikle bir mikrodenetleyici ile kullanılır. Yapılacak işlemler dizisini bu mikrodenetleyici'den aldığı komutlar doğrultusunda gerçekleştirir. Mikrodenetleyici seçiminde büyük esneklik sağlar ve herhangi bir cihazın ZigBee özelliğine kavuşturulması kolaylaştırılmış olur. ZigBee 2006 temelli TI Z-Stack ile uyumlu ve kararlı bir şekilde çalışır. Şekil 7.19'da CC2480'nin bir mikrodenetleyici ile çalışması durumunun blok şeması verilmiştir. Kullanılan modülde CC2480, haberleşmede harici bir anten kullanır ve gerekli görüldüğünde kullanılmak üzere harici kristallere (32 MHz ve 32,768 KHz) bağlantısı vardır. Şekil 7.20'de CC2480 mikroişlemcisinin bacak bağlantıları ve harici donanımları görülmektedir.



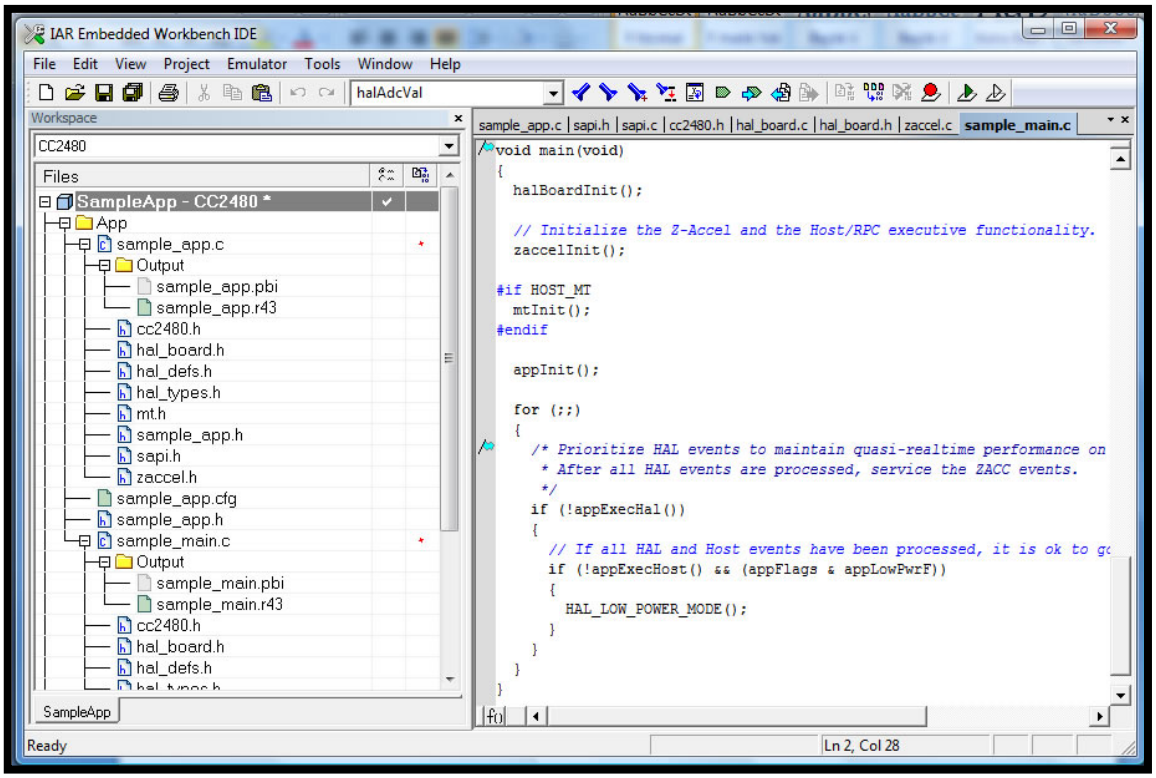
Şekil 7. 19. CC2480 ve bir mikrodenetleyici blok şeması



Şekil 7. 20. CC2480 ve harici donanım birimleri

7.2.3. Modül programlama

Modülü programlamada IAR Embedded Workbench IDE programının MSP430 destekli sürümü kullanılmıştır. Bu program aracılığıyla Texas firmasının geliştirmiş olduğu ZASA Stack kodları C programlama kullanılarak uygulama geliştirilmiştir. Şekil 7.21'de IAR Embedded Workbench IDE programı ve kullanılan örnek programın main blok kodları görülmektedir.



Şekil 7. 21. IAR Embedded Workbench IDE programı

Okunan ADC değerlerinin bir diziye (srceReport) aktarılıp paket yapısının ZigBee paket yapısına uygun bir şekle getirilmesi için yazılan appSrceData fonksiyonu;

```
static void appSrceData(void)
{
 uint8 i=0;
 if(ilk==0)
{
halReadTemp();
ilk=1;
 }
uint8 y=0;
while(1)
{
for(i=0;i<85;i++)
{
 srceReport[i] = halAdcVal/4;
 halAdcVal=0;
  ADC10CTL0 |= ENC | ADC10SC;
halDelay(2,TRUE);
}
 y++;
halDelay(4,TRUE);
zb_SendDataRequest(ZB_BINDING_ADDR,SRCE_REPORT_ID,appMsgHandle++,
                        AF_ACK_REQUEST, AF_DEFAULT_RADIUS, 85, srceReport);
 WDTCTL = WDTPW | WDTHOLD;
if(y==4) {return;}
}
}
```

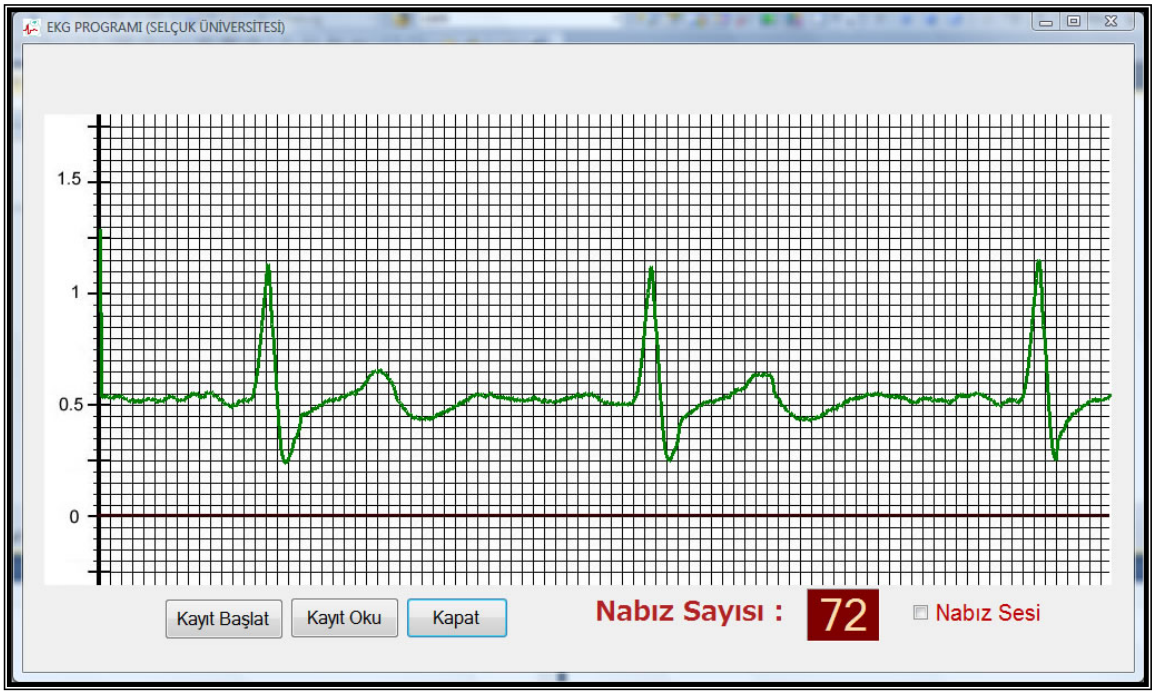
Gönderilmek üzere hazırlanan paket, ZigBee haberleşme yapısına uygun bir hale getirilir ve okunan işaretler sayısal veri türünde pakete eklenir. Bu işlemi gerçekleştiren zb_SendDataRequest fonksiyonu;

```
void zb_SendDataRequest(uint16 destination, uint16 commandId, uint8 handle,
                        uint8 txOptions, uint8 radius, uint8 len, uint8 *pData)
{
 uint8 *pBuf = zaccelMsgBuf;
*(pBuf+MT_RPC_POS_LEN) = 8 + len;
*(pBuf+MT_RPC_POS_CMD0) = MT_RPC_SYS_SAPI
|(uint8)(MT_RPC_CMD_SREQ);
*(pBuf+MT_RPC_POS_CMD1) = MT_SAPI_SEND_DATA_REQ;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0) = (uint8)destination;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+1) = (uint8)(destination >> 8);
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+2) = (uint8)commandId;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+3) = (uint8)(commandId >> 8);
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+4) = handle;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+5) = txOptions;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+6) = radius;
*(pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+7) = len;
if (pData)
{
 memcpy((pBuf+MT_RPC_POS_DAT0+8), pData, len);
}
zaccelRPC(pBuf);
}
```

7.3. EKG görüntüleme programı

ZigBee koordinatörden, RS232 seri haberleşme kullanılarak USB girişi aracılığıyla bilgisayar ortamına aktarılan işaretlerin grafiği, Visual Studio C# nesne tabanlı programlama dili kullanılarak geliştirilen bir program aracılığıyla çizdirilmiştir (Şekil 7.22). Şekil 7. 23'de koordinatörden bilgisayara gelen veri paketleri Com Port Toolkit program ara yüzü ile gösterilmiştir. C# programlama dilinde bu verileri okumayı sağlayan seriport nesnesinin özellikleri ise şu şekilde düzenlenmiştir:

BaudRate : 9600 Bps
DataBits: 8
Parity: None
StopBits: One



Şekil 7. 22. EKG görüntüleme programı ara yüzü

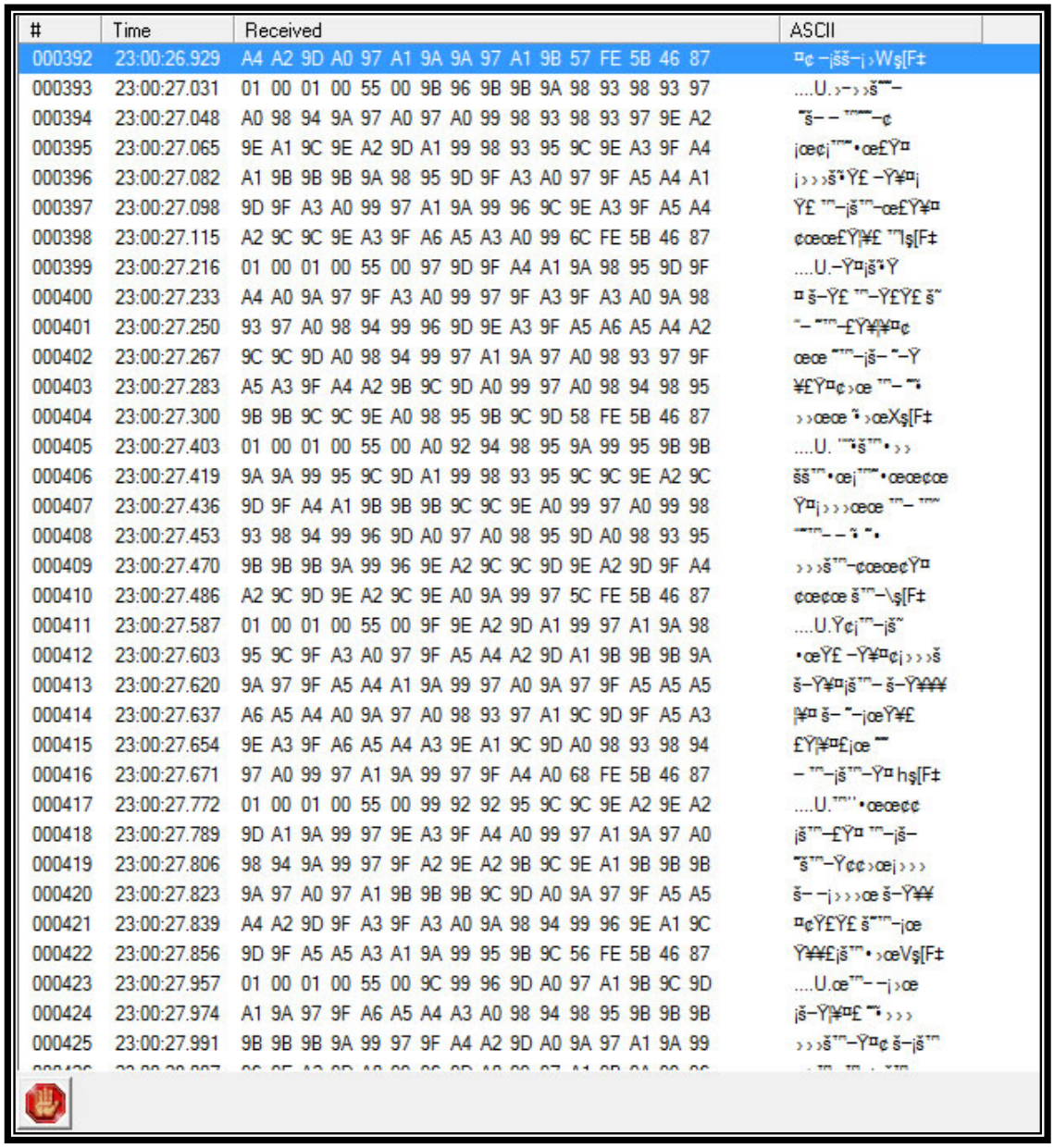
Programda; nabız sayısı hesaplanmakta ve her QRS dalgasında nabız sesi verilmektedir. Nabız hesaplama algoritması olarak QRS dalgasının genliğinin en üst bölgesi alınmış ve hesaplama şu formüle göre gerçekleştirilmiştir.

NS: Nabız Sayısı

T: İki Örnek Arası Zaman

$$NS = \frac{1\text{dak}}{(QRS_n - QRS_{(n-1)})\text{xT}} = \frac{60000\text{ms}}{(QRS_n - QRS_{(n-1)})\text{x}(\approx 2)} \quad (7.1)$$

EKG işaretleri; bir text dosyaya kaydedilmekte ve ileriki bir zaman diliminde istenilen kaydın grafiği tekrar çizdirilebilmektedir.



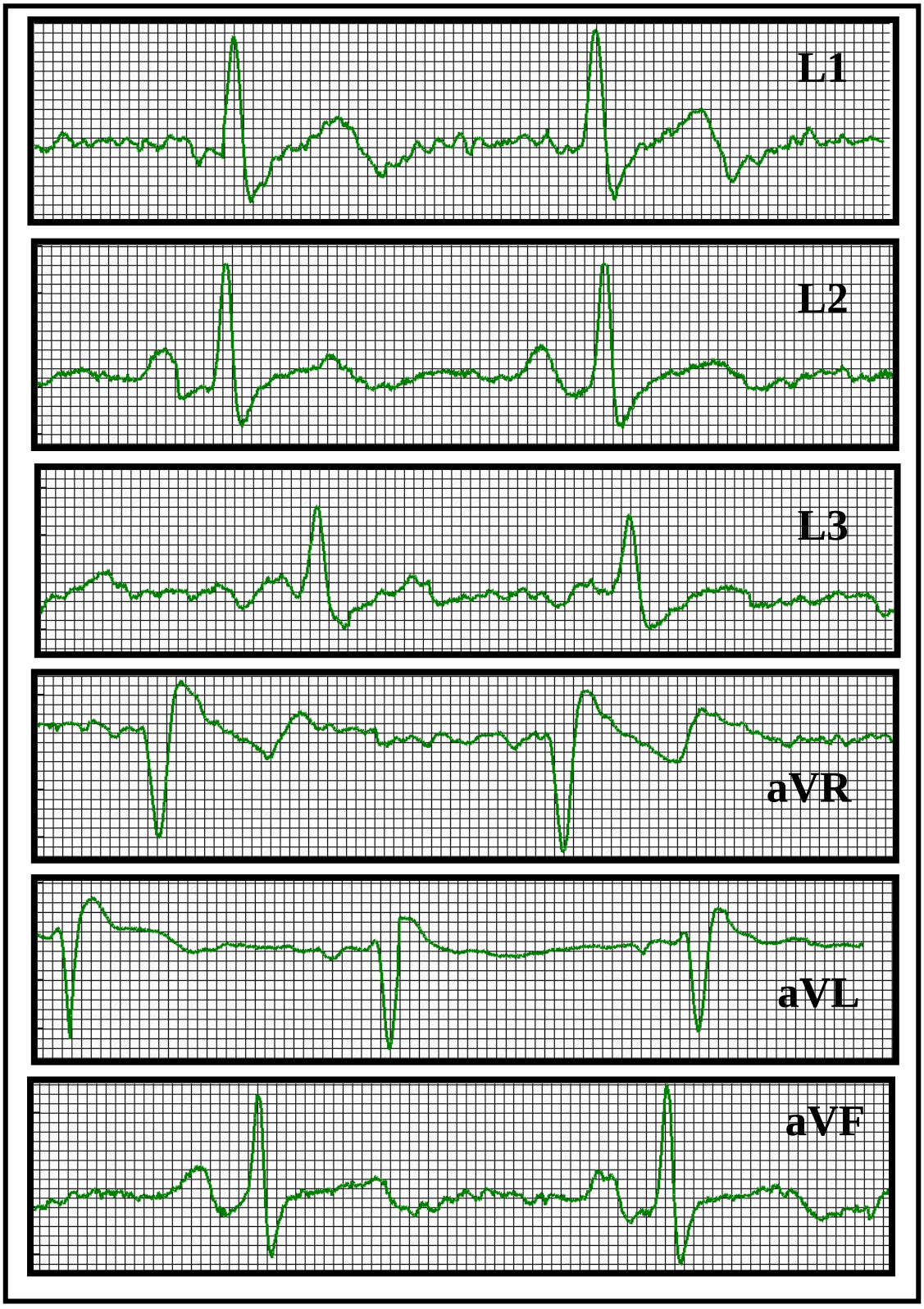
#	Time	Received	ASCII
000392	23:00:26.929	A4 A2 9D A0 97 A1 9A 9A 97 A1 9B 57 FE 5B 46 87	¤¢ –¡šš–¡›W§[F‡
000393	23:00:27.031	01 00 01 00 55 00 9B 96 9B 9B 9A 98 93 98 93 97	....U.›–››š˜˜–
000394	23:00:27.048	A0 98 94 9A 97 A0 97 A0 99 98 93 98 93 97 9E A2	˜š– – ˜˜˜˜–¢
000395	23:00:27.065	9E A1 9C 9E A2 9D A1 99 98 93 95 9C 9E A3 9F A4	¡œ¢¡˜˜˜•œ£Ÿ¤
000396	23:00:27.082	A1 9B 9B 9B 9A 98 95 9D 9F A3 A0 97 9F A5 A4 A1	¡›››š˜•Ÿ£ –Ÿ¥¤¡
000397	23:00:27.098	9D 9F A3 A0 99 97 A1 9A 99 96 9C 9E A3 9F A5 A4	Ÿ£ ˜˜–¡š˜˜–œ£Ÿ¥¤
000398	23:00:27.115	A2 9C 9C 9E A3 9F A6 A5 A3 A0 99 6C FE 5B 46 87	¢œœ£Ÿ¦¥£ ˜˜l§[F‡
000399	23:00:27.216	01 00 01 00 55 00 97 9D 9F A4 A1 9A 98 95 9D 9F	....U.–Ÿ¤¡š˜•Ÿ
000400	23:00:27.233	A4 A0 9A 97 9F A3 A0 99 97 9F A3 9F A3 A0 9A 98	¤ š–Ÿ£ ˜˜–Ÿ£Ÿ£ š˜
000401	23:00:27.250	93 97 A0 98 94 99 96 9D 9E A3 9F A5 A6 A5 A4 A2	˜– ˜˜˜–£Ÿ¥¦¥¤¢
000402	23:00:27.267	9C 9C 9D A0 98 94 99 97 A1 9A 97 A0 98 93 97 9F	œœ ˜˜˜–¡š– ˜–Ÿ
000403	23:00:27.283	A5 A3 9F A4 A2 9B 9C 9D A0 99 97 A0 98 94 98 95	¥£Ÿ¤¢›œ ˜˜– ˜˜•
000404	23:00:27.300	9B 9B 9C 9C 9E A0 98 95 9B 9C 9D 58 FE 5B 46 87	›››œœ˜• ›œX§[F‡
000405	23:00:27.403	01 00 01 00 55 00 A0 92 94 98 95 9A 99 95 9B 9B	....U. ˜˜•š˜˜• ››
000406	23:00:27.419	9A 9A 99 95 9C 9D A1 99 98 93 95 9C 9C 9E A2 9C	šš˜˜•œ¡˜˜˜•œœ¢œ
000407	23:00:27.436	9D 9F A4 A1 9B 9B 9B 9C 9C 9E A0 99 97 A0 99 98	Ÿ¤¡›››œœ ˜˜– ˜˜˜
000408	23:00:27.453	93 98 94 99 96 9D A0 97 A0 98 95 9D A0 98 93 95	˜˜˜˜– – ˜• ˜•
000409	23:00:27.470	9B 9B 9B 9A 99 96 9E A2 9C 9C 9D 9E A2 9D 9F A4	›››š˜˜–¢œœ¢Ÿ¤
000410	23:00:27.486	A2 9C 9D 9E A2 9C 9E A0 9A 99 97 5C FE 5B 46 87	¢œ¢œ š˜˜–\§[F‡
000411	23:00:27.587	01 00 01 00 55 00 9F 9E A2 9D A1 99 97 A1 9A 98	....U.Ÿ¢¡˜˜–¡š˜
000412	23:00:27.603	95 9C 9F A3 A0 97 9F A5 A4 A2 9D A1 9B 9B 9B 9A	•œŸ£ –Ÿ¥¤¢¡›››š
000413	23:00:27.620	9A 97 9F A5 A4 A1 9A 99 97 A0 9A 97 9F A5 A5 A5	š–Ÿ¥¤¡š˜˜– š–Ÿ¥¥¥
000414	23:00:27.637	A6 A5 A4 A0 9A 97 A0 98 93 97 A1 9C 9D 9F A5 A3	¦¥¤ š– ˜–¡œŸ¥£
000415	23:00:27.654	9E A3 9F A6 A5 A4 A3 9E A1 9C 9D A0 98 93 98 94	£Ÿ¦¥¤£¡œ ˜˜
000416	23:00:27.671	97 A0 99 97 A1 9A 99 97 9F A4 A0 68 FE 5B 46 87	– ˜˜–¡š˜˜–Ÿ¤ h§[F‡
000417	23:00:27.772	01 00 01 00 55 00 99 92 92 95 9C 9C 9E A2 9E A2	....U.˜˜'' •œœ¢¢
000418	23:00:27.789	9D A1 9A 99 97 9E A3 9F A4 A0 99 97 A1 9A 97 A0	¡š˜˜–£Ÿ¤ ˜˜–¡š–
000419	23:00:27.806	98 94 9A 99 97 9F A2 9E A2 9B 9C 9E A1 9B 9B 9B	˜š˜˜–Ÿ¢¢›œ¡›››
000420	23:00:27.823	9A 97 A0 97 A1 9B 9B 9B 9C 9D A0 9A 97 9F A5 A5	š– –¡›››œ š–Ÿ¥¥
000421	23:00:27.839	A4 A2 9D 9F A3 9F A3 A0 9A 98 94 99 96 9E A1 9C	¤¢Ÿ£Ÿ£ š˜˜˜–¡œ
000422	23:00:27.856	9D 9F A5 A5 A3 A1 9A 99 95 9B 9C 56 FE 5B 46 87	Ÿ¥¥£¡š˜˜• ›œV§[F‡
000423	23:00:27.957	01 00 01 00 55 00 9C 99 96 9D A0 97 A1 9B 9C 9D	....U.œ˜˜– –¡›œ
000424	23:00:27.974	A1 9A 97 9F A6 A5 A4 A3 A0 98 94 98 95 9B 9B 9B	¡š–Ÿ¦¥¤£ ˜˜• ›››
000425	23:00:27.991	9B 9B 9B 9A 99 97 9F A4 A2 9D A0 9A 97 A1 9A 99	›››š˜˜–Ÿ¤¢ š–¡š˜˜

Şekil 7. 23. Koordinatörden bilgisayara gelen veri paketleri

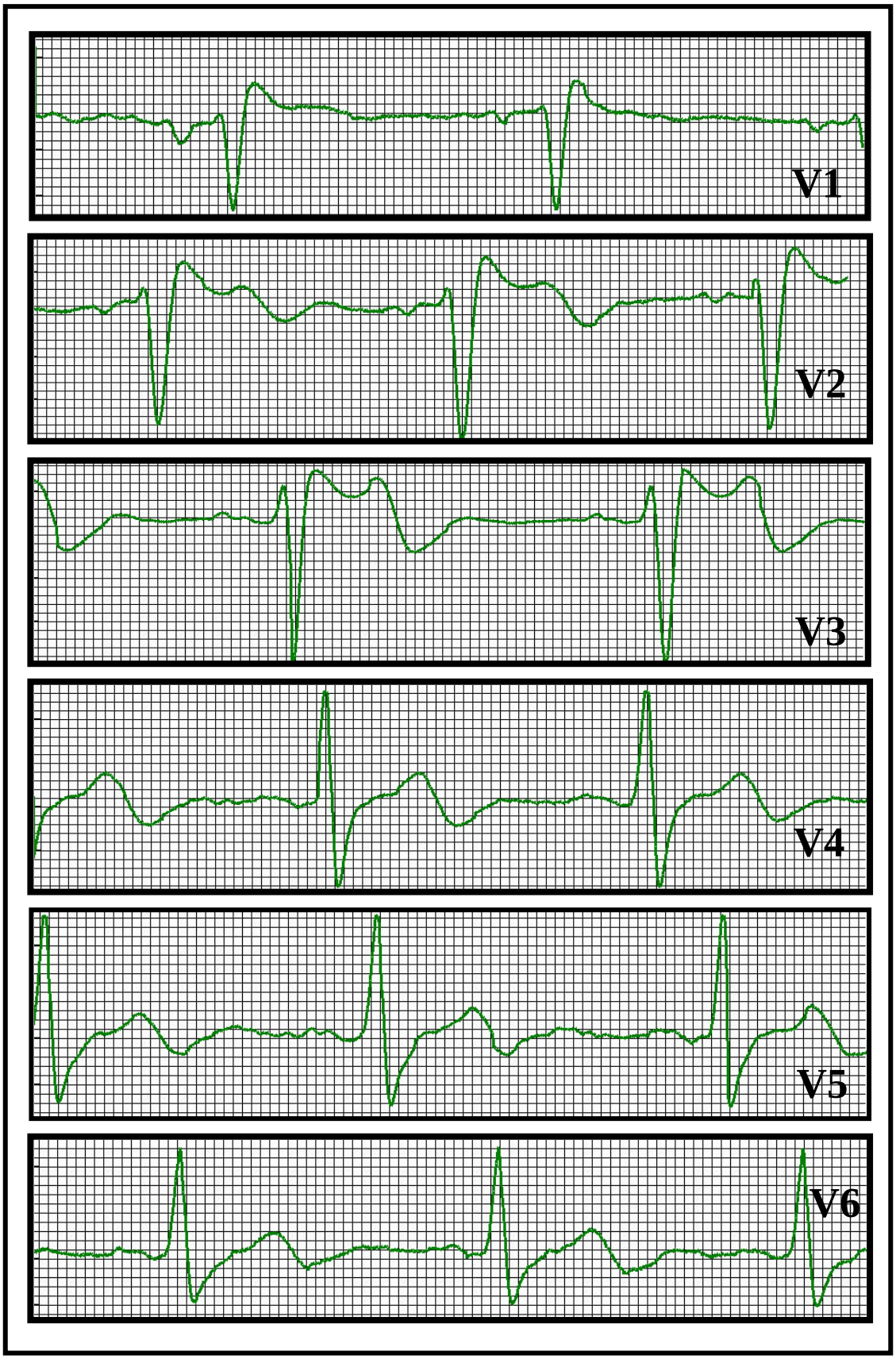
8. ZİGBEE TABANLI MOBİL SAĞLIK İZLEME SİSTEMİ VE PERFORMANS DEĞERLENDİRMESİ

Tasarlanan EKG devresiyle; EKG işaretleri, vücut yüzeyinden algılandıktan sonra ilk olarak yükselteç katmanına ardından filtre katmanına iletilmiştir. Bu işaretlerin ADC tarafından okunabilmesi için işaretler sabit bir DC (0,75 V) gerilim üzerine bindirilmiştir. ADC tarafından sayısala dönüştürülen işaretler, IEEE 802.15.4 temelli ZigBee protokol yapısına sahip MSP430 RF2480 geliştirme kitinin ZigBee son aygıtından bilgisayara takılı olan koordinatör aygıtına iletilmiştir. 95'er Byte paket boyutunda saniyede yaklaşık 520-540 Byte ile haberleşme sağlanmıştır. Geliştirilen EKG görüntüleme programı aracılığıyla, her paketle gelen 10 Byte boyutundaki ZigBee ekleri çıkarıldıktan sonra geriye kalan 85 Byte büyüklüğündeki işaretler birleştirilmiştir. Bu işaretlerin grafikleri, nesne tabanlı programlama dili kullanılarak geliştirilen bir program aracılığıyla gerçek zamanlı çizdirilmiştir. Sistem yaklaşık 50 saat denenmiş ve başarılı bir şekilde çalıştığı gözlenmiştir.

EKG görüntüleme programı kullanılarak elde edilen 12 derivasyon görüntüleri Şekil 8.1 ve Şekil 8.2'de taraf derivasyonları ve göğüs derivasyonları olarak görülmektedir.



Şekil 8. 1. Taraf derivasyon görüntüleri



Şekil 8. 2. Göğüs derivasyon görüntüleri

9. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Ülkemizde yaşayan insanların büyük bir oranı koroner (kalbi besleyen damarlar) kalp hastalığından hayatını kaybetmekte geride kalanlar ise bu hastalığa hazırlıklı olmak zorundadırlar. Bu hastalığın nedenleri ne kadar önemli ise, bu hastalığa yakalanan bir insana teşhis ve tedavi sürecinde kullanılacak yöntemler de bir o kadar önem taşımaktadır.

Kalbin işleyiş ve durumu hakkında bilgi sahibi olmak için kullanılan birçok yöntem vardır. Bunlardan kolay kullanımı, acı vermemesi, her hekim tarafından iyi bilinmesi, maliyetinin diğer cihazlara göre daha ucuz olması gibi özellikleri göz önünde bulundurulduğunda ilk başvurulan cihaz EKG cihazıdır. Bu cihaz hekimlere, kalp sağlığı ve işleyişi hakkında önemli bilgiler vermektedir.

Telli galvonometre ile başlayan ve teknolojinin gelişmesiyle günümüze kadar oldukça geliştirilen bu cihaz ve türevleri (hasta başı monitörü vb.) her hastanenin hemen hemen her bölümünde en az bir tane, ambulanslarda ve sağlık ocaklarında bulundurulan bir cihazdır.

Bu çalışmanın birinci aşamasında bir EKG devresi tasarlanmış ve gerçekleştirilmiştir. EKG işaretlerinin algılanmasında özellikle göğüs derivasyonlarında ilgili bölgeyi bulmada kolaylık sağlayan EKG kemeri kullanılmıştır. EKG işaretlerinin çok küçük genlikte olması nedeniyle, giriş gerilimlerini algılamak amacıyla 50 µV'a kadar hassasiyete sahip AD620 enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır. 0,05-150 Hz frekans aralığındaki EKG işaretleri dışındaki gürültü adı verilen işaretler ve şebeke hattı kaynaklı 50 Hz'lik gürültü işaretleri filtrelenmiştir. İşaretleri sayısallaştırma amacıyla kullanılan ADC'nin işaretlerin tamamını algılayabilmesi için, işaretler genlik-zaman düzleminde pozitif bölgeye (0-1,5 V arasına) çekilmiştir. ADC işlemi için ise MSP430F2274 mikrodenetleyicisinin ADC birimi kullanılmıştır.

Çalışmanın ikinci aşamasında; EKG işaretleri, düşük güç ve düşük maliyet amacı doğrultusunda, IEEE 802.15.4 temelli ZigBee protokolü özellikleri ile donatılmış MSP430 RF2480 geliştirme kiti kullanılarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır. ZigBee son aygıtı, EKG devresinden aldığı işaretleri sayısallaştırarak 95 Byte boyutunda paketler halinde, saniyede 5-6 defa ağ yöneticisi olan koordinatöre göndermektedir. Toplamda 520-540 Byte'lık paketleri alan koordinatör bu paketleri bilgisayara aktarmaktadır. Bilgisayar ortamında nesne tabanlı programlama dili kullanılarak geliştirilen bir program aracılığıyla, koordinatörden alınan işaretlerin grafiği gerçek

zamanlı olarak çizdirilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada 500 Hz'lik ideal örnekleme frekansında ZigBee protokolü kullanılarak haberleşme sağlanmış ve EKG işaretleri başarılı bir şekilde grafik halinde görüntülenmiştir.

İleriki dönemde yapılacak çalışmalarda, EKG devresi SOIC (boyutu küçük entegre) devre elemanları kullanılarak geliştirilip boyutu küçültüldüğü takdirde EKG kemerinin plastik kısmına yerleştirilebilir. Bu durumda sistemin taşınması ve kullanılması daha da kolaylaşacaktır.

ZigBee veri gönderim kapasitesini aşmamak kaydıyla, örneğin hafıza artırımı yoluyla birden fazla hastanın, EKG verisiyle birlikte vücut sıcaklığı ve EEG gibi verileri ZigBee ağ boyutu kullanılarak bir merkezden takibi yapılabilir. Aynı zamanda elde edilen verilerle, yapay sinir ağları ve veri madenciliği gibi bilimsel metotlar kullanılarak hastalık teşhis etmede etkin kullanımı sağlanabilir.

10. KAYNAKLAR

Acartürk, E., 1998, Pratik elektrokardiyografi, *Nobel Tıp Kitapevleri*, İstanbul, 3-25

Anonim, 2010, ZigBee [online], İstanbul, İstanbul Teknik Üniversitesi, http://www.bidb.itu.edu.tr/?d=484 [Ziyaret Tarihi: 5 Kasım 2010].

Anonim, 2010, Kardiosis-PC EKG sistemi [online], Ankara, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, http://www.metutech.metu.edu.tr/sirketler/product_view.php?cid=186 [Ziyaret Tarihi: 2 Haziran 2010].

Anonim, 2010, EKG Elektrot Kemeri-AR Kol Askılı-Kablolu TBARH0EC10 /TBARH0EC20 [online], Konya, Oben Tıbbi Malzeme Dek. Taah. Paz. Ltd. Şti., http://www.obenmedikal.com/ekgar.asp [Ziyaret Tarihi: 12 Aralık 2010].

Anonymous, 2009, ZigBee and wireless radio frequency coexistence [online], San Ramon, ZigBee Alliance, http://www.zigbee.org/imwp/download.asp?ContentID=11745 [Ziyaret Tarihi: 11 Kasım 2010].

Anonymous, 2010, Codeblue: wireless sensors for medical care [online], Massachusetts, Harvard University, http://fiji.eecs.harvard.edu/CodeBlue [Ziyaret Tarihi: 21 Mayıs 2010].

Boylestad,R. ve Nashelsky, L., 2002, Elektronik Elemanlar ve Devre Teorisi, Coşkun, İ., *Milli Eğitim Basım Evi*, İstanbul, 719-729

Callaway E., Gorday, P., Hester, L., Gutierrez, J.A., Naeve, M., Heile, B. ve Bahl, V., 2002, Home networking with IEEE 802.15.4: a developing standart for low-rate wireless personel area networks, *Communications Magazine (IEEE)*, 40, 70-77

Dağtaş, S., Pekhteryev, G. ve Şahinoğlu, Z., 2007, Multi-stage real time health monitoring via ZigBee in smart homes, *In Proceedings of the 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops,* Vol. 2, Niagara Falls, Ontario, Canada, 782-786

Edminister, J.A. ve Nahvi, M.,1999, Theory and problems of electric circuit, Aydemir, M. T. ve Nakiboğlu K. C., *Nobel Yayın*, Ankara, 60-74

Ekiz, H., 2003, Mantık devreleri: sayısal elektronik, *Değişim Yayınları*, Adapazarı ,1-5

Elmas, O., 2007, 50 Hz Elektromanyetik alan maruziyetinin kalp üzerine anlık etkisi, Uzmanlık Tezi, *Sağlık Bilimleri Enstitüsü,* Isparta, 47-48

Fay, L., Misra. V., Sarpeshkar, R. ve Member, S., 2009, A Micropower electrocardiogram amplifier, *IEEE transactions on biomedical circuits and systems*, 3 (5), 312-320

Fidan, U., 2006, Biyolojik işaretlerin kablosuz iletimi, Doktora Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 15-54

Fulford-Jones, T.R.F., Wei, G.Y., Welsh. M., 2004, A portable, low-power, wireless two-lead EKG system, *Proceedings of the 26th annual international conference of the IEEE EMBS*, San Francisco, 2141-2144

Guyton, A.C. ve Hall J.E. 2007. Textbook of Medical Phsiology, Çavuşoğlu H., ve Yeğen B.Ç., *Elsevier Inc*., Pennsylvania, 103-129

Jenkins, D., 2009, A (not so) brief history of electrocardiography [online], Auckland, http://www.ecglibrary.com/ecghist.html [Ziyaret Tarihi: 10 Kasım 2010].

Kabalcı, E., 2006, Pc tabanlı kablosuz ekg biyotelemetri sistemi tasarımı ve yapımı, Yüksek Lisans Tezi, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara, 27-30

Karasulu, B., Toker, L. ve Korukoğlu, S., 2009, ZigBee - IEEE 802.15.4 standartı temelli kablosuz algılayıcı ağları, *XIV. Türkiye'de İnternet Konferansı - Inet-tr'09*, Bilgi Üniversitesi, Bildiri No: 9

Ken, C., ve Xiaoying, L., 2010, A ZigBee based mesh network for ECG monitoring system, *4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE)*, 1-4

Kinney, P., 2003, ZigBee technology: wireless control that simply Works [online], San Ramon, ZigBee Alliance, http://www.zigbee.org/en/resources/ [Ziyaret Tarihi: 13 Aralık 2010].

Masica, K., 2007, Recommended practices guide for securing ZigBee wireless networks in process control system environments, *Lawrence Livermore National Laboratory* (Draft), California University, 6-8

Neuman, R.N., 2000, The biomedical engineering handbook: second edition, *CRC press LLC*, Boca Raton, 1-13

Okyar, M., 2006, Yaşasın kalbiniz, *Deniz Basım Evi Müdürlüğü*,İstanbul, 8-10

Onat, A., Hergenç, G., Can, G., Yüksel, H., Sansoy, V., Erginel-Ünaltuna, N. ve Arslan, P., 2009, Tekharf, *Cortex iletişim hizmetleri a.ş*., 24-26

Pettis, KS., Savona, MR. ve Leibrandt, PN., 1999, Evaluation of the efficacy of hand-held computer screens for cardiologists' interpretations of 12-lead electrocardiograms, *Am Heart J.*, 138 (4 Pt 1), 765-770

Sazlı, M.H., 2007, EKG sinyallerinin korelasyon analizi ile bazı kalp aritmilerinin belirlenmesi, *KSÜ Fen ve Mühendislik Dergisi*, 10(1), 69-70

Severino, R., Koubaa, A. ve Alves, M., 2010, A traffic differentiation add-on to the IEEE 802.15.4 protocol, *The 13th Euromicro Conference on Digital System Design (DSD)*, 501-508

Sezgin, A., 2006, Hücre içi kayıt sisteminin kurulması ve denenmesi, Yüksek Lisans Tezi, *Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü,* Ankara, 10-12

Somay, A., 2009, Bir kablosuz ölçüm sisteminin İEEE 802.15.4 (ZigBee) standardı kullanılarak gerçekleştirilmesi, Yüksek lisans tezi, *Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü,* Trabzon, 22-38

Soydan, İ. Ve Terek, A., 1992, Klinikte elektrokardiyografi, *Ege Üniversitesi Basımevi,* İzmir, 23-27

Uçak, D., 2000, Elektrokardiyografi, *Nobel Tıp Kitapevleri,* İstanbul, 32-65

Wagner, G. S., 2003, Marriott's Practical Electrocardiography, Dursun A.N., *Lippincott Williams&Wilkins,* İstanbul ,15-50

Yazgan E. ve Korürek M., 1995, Tıp Elektroniği, *İTÜ*, İstanbul, 1.3-4.19

IEEE Std 802.15.4™, 2003, Part 15.4: Wireless medium access control (MAC) and physical layer (PHY) specifications for low-rate wireless personal area networks (LR-WPANs), *IEEE,* New York, USA, 13-56

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Nusret BAŞÇİFCİ
Uyruğu : TC
Doğum Yeri ve Tarihi : Konya 1984
Telefon : 05425890784
Faks :
e-mail : nbascifci@hotmail.com

EĞİTİM

Derece		Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	:	**Selçuklu Tek. Lise ve EML Selçuklu/KONYA**	**2001**
Üniversite	:	**Süleyman Demirel Üniversitesi**	**2007**
Yüksek Lisans	:		
Doktora	:		

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2007-2008	**Çumra Ticaret Meslek Lisesi**	**Bilişim Tek. Öğretmeni**
2008-2010	**Ilgın Mehmet Akif Ersoy İO**	**Bilişim Tek. Öğretmeni**
2010-	**Selçuklu Toki İO**	**Bilişim Tek. Öğretmeni**