

**T.C.  
MUĞLA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**KALP ATIŞININ SEZİLMESİ VE ALINAN SİNYALİN  
KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**GÜL FATMA TÜRKER**

**MART 2011  
MUĞLA**

**T.C.  
MUĞLA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ ANABİLİM DALI**

**KALP ATIŞININ SEZİLMESİ VE ALINAN SİNYALİN  
KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**GÜL FATMA TÜRKER**

**MART 2011**

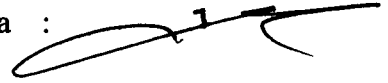
**T.C.**  
**MUGLA ÜNİVERSİTESİ**  
**Fen Bilimleri Enstitüsü**

Doç. Dr. İlhan TARİMER danışmanlığında Gül Fatma TÜRKER tarafından hazırlanan Kalp Atışının Sezilmesi ve Alınan Sinyalin Kablosuz Algılayıcı Ağlar ile İletimi başlıklı tez, 17/03/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Elektronik Ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans tezi olarak oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Akif KUTLU

İmza 

Üye : Doç. Dr. İlhan TARİMER

İmza : 

Üye : Yrd. Doç. Dr. İ. Taner Okumuş

İmza 

## ÖNSÖZ

Çalışmalarım boyunca deneyimlerimden yararlandığım sayın hocam Doç. Dr İlhan TARIMER'e, uygulama alanında katkılarıyla beni yönlendiren, emeği geçen değerli hocam Yrd. Doç. Dr. İbrahim Taner OKUMUŞ'a, Yüksek Lisans Tezi'nin gerçekleştirilmesinde sağladığı maddi destekten dolayı Muğla Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projesi Birimi'ne ve maddi manevi her konuda sınırsız desteklerinden dolayı sevgili aileme teşekkür ederim.

Gül Fatma TÜRKER

MUĞLA

Mart 2011

## İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ .....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	IV
ABSTRACT.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
SEMBOLLER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ.....	3
3. GENEL BİLGİLER.....	6
3.1 Kalbin Yapısı ve EKG Tasarım Kriterleri.....	6
3.1.1 Kalbin Aktivitesini İnceleme Metotları ve Derivasyon Çeşitleri.....	9
3.1.2 Elektrotlar .....	11
3.1.3 EKG Yükselteç Tasarım Kriterleri .....	11
3.1.4 Gürültü Çeşitleri .....	12
3.1.5 Filtreleme Teknikleri .....	12
3.2 Kablosuz Algılayıcı Düğümlerin Mimari Yapısı.....	13
3.3 KAA İşletim Sistemi TinyOs ve NesC Dili.....	14
4. EKG'NİN SEZİLMESİ VE KAA İLE İLETİMİ.....	18
4.1 Giyilebilir EKG Ölçüm Cihazı.....	18
4.1.1 Enstrumantasyon Yükselteci.....	19
4.1.2 Sağ Bacak Sürücü Devresi.....	22
4.1.3 Filtre Devreleri.....	24
4.1.4 Kablosuz Algılayıcı Ağlar İçin Kalp Algılayıcı Bağlantısı.....	29
4.2 Kablosuz Algılayıcı Düğümde Verici Uygulaması.....	31
4.3 Kablosuz Algılayıcı Düğümde Alıcı Uygulaması .....	32
5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR.....	34
5.1 EKG Ölçümü.....	34
5.2 EKG Sinyallerinin Kablosuz İletimi.....	35
6. SONUÇ VE TARTIŞMA.....	38
KAYNAKLAR.....	39
EKLER.....	42
ÖZGEÇMİŞ.....	53

# KALP ATIŞININ SEZİLMESİ VE ALINAN SİNYALİN KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Gül Fatma TÜRKER

MUĞLA ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

2011

ÖZET

Bu çalışmada, hastaların anlık veya sürekli olarak takibini gerektiren durumlarda, hareket sınırlılığı olmadan kalp sinyallerini izlemek için, giyilebilir bir elektrokardiyogram (EKG) devresi tasarlanmış ve uzak mesafeye iletim uygulaması yapılmıştır. Elektrotlar vasıtasıyla hastadan alınan EKG sinyali, gerekli filtrelerden geçirildikten sonra kablosuz olarak iletilmiştir. Bu amaçla kablosuz bir algılayıcı ağ (KAA) kullanılmış; alınan kalp sinyalleri Zigbee 802.11.4 standardına göre çalışan algılayıcı düğümler yardımıyla dijital forma dönüştürülerek, merkezi bir düğüme iletilmiştir. Bilgisayarın seri portunda bulunan merkezi düğümden alınan bu veri, sürekli akış grafiğine dönüştürülmüştür. Gerçekleştirilen bu düzenek sayesinde hasta EKG'lerinin takibinde kablo kullanma zorunluluğu ve mesafe kısıtlaması sorunu ortadan kaldırılmıştır.

**Anahtar Kelimeler :** Elektrokardiyogram (EKG), Kablosuz Algılayıcı Ağlar  
(KAA), Sinyal İşleme, İletim.

**Sayfa adedi :** 53

**Tez yöneticisi :** Doç. Dr. İlhan TARIMER

# **SENSING HEARTBEAT AND TRANSMITTING THE HEARTBEAT SIGNAL VIA WIRELESS SENSOR NETWORKS**

**(M. Sc. Thesis)**

**Gül Fatma TÜRKER**

**MUĞLA UNIVERSITY  
INSTITUTE of SCIENCE and TECHNOLOGY**

**2011**

## **ABSTRACT**

In this thesis, in order to follow the heart signals of patients that needs to be monitored instantly and continuously without mobility restrictions, a wearable electrocardiogram circuit is designed and these signals are sent to a distant node. ECG signals obtained from patients via electrodes, wirelessly transmitted after processing with filters. Wireless Sensor Network is used for wireless transmission. Obtained signal is digitized via sensor nodes working with Zigbee 802.11.4 standard and transmitted to a central node. Central node is connected to the serial port of a computer. Received data from the central node is processed on computer and continuous flow graph is obtained. With the developed system, cable requirement for ECG monitoring is removed and also transmit the signal to distance is increased.

**Key Words** : Elektrokardiogram (ECG), Wireless Sensor Networks(WSN), Signal Processing, Transmission.

**Page number** : 53

**Adviser** : Assoc. Prof. Dr. İlhan TARIMER

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1 Kalbin yapısı.....	6
Şekil 3.2 EKG’de dalgalar, aralıklar ve segmentlerin isimlendirilmesi.....	7
Şekil 3.3 Kalp kaslarının hareketi sonucu oluşan QRS sinyali ve oluşma süreleri.....	8
Şekil 3.4 Ekstremitte derivasyonları.....	9
Şekil 3.5 Standart bağlantılar.....	10
Şekil 3.6 Alçak geçiren-Yüksek geçiren-Çentik filtrelerin frekans cevap örneği.....	12
Şekil 3.7 Kablosuz algılayıcı düğüm yapısı.....	13
Şekil 3.8 Kablosuz algılayıcı ağ örneği.....	14
Şekil 3.9 Eclipse ortamında TinyOS uygulama örneği.....	17
Şekil 4.1 Sistemin genel blok diyagramı.....	18
Şekil 4.2 EKG yükselteç devresi blok diyagramı.....	18
Şekil 4.3 İNA128 Enstrumantasyon yükselteci.....	21
Şekil 4.4 Sağ bacak eşdeğer sürücü devresi.....	22
Şekil 4.5 Sağ bacak sürücüsü ve enstrumantasyon yükselteç katı.....	24
Şekil 4.6 DC bastırma filtresi.....	25
Şekil 4.7 Yüksek geçiren filtre devresi.....	25
Şekil 4.8 Alçak geçiren filtre devresi.....	26
Şekil 4.9 Band söndüren çentik filtre devresi.....	27
Şekil 4.10 Giyilebilir EKG kartı.....	28
Şekil 4.11 USB programlayıcı ve SenseNode v1.3 algılayıcı düğümü.....	29
Şekil 4.12 Sensenode baskı devresi ve üzerinde kullanılan soket.....	30
Şekil 4.13 41 Pin’li soket baskı devresi.....	30
Şekil 4.14 Sensenode’un USB programlayıcısıyla bağlantısı.....	32
Şekil 4.15 EKG grafik arayüzü.....	33
Şekil 5.1 İletim öncesi EKG sinyali.....	35
Şekil 5.2 Eclipse derleyici görünümü.....	36
Şekil 5.3 Bilgisayarda izlenen EKG sinyalleri.....	37
Şekil 5.4 KAA ve EKG Donanımı.....	37
Şekil E.1 EKG yükselteci açık devre şeması.....	42
Şekil E.2 EKG yükselteci PCB aktarım devre şeması.....	43
Şekil E.3 EKG yükselteci baskı devre şeması (Yüzey 1-2).....	44



**KISALTMALAR VE SEMBOLLER DİZİNİ****Kısaltmalar**

EKG	Elektrokardiyogram
KAA	Kablosuz Algılayıcı Ağlar
CMRR	Ortak İşareti Bastırma Oranı
VF	Venriküler Fibrillasyon
AF	Atrial Fibrillasyon
AV	Atriyoventriküler Düğüm
SA	Siniatrial Düğüm
WBAN	Wireless Body Area Network
WWBAN	Wearable Wireless Body Area Network

**Semboller**

ms	Milisaniye
mV	Milivolt
Hz	Hertz
KV	Kilovolt
$\mu$ F	Mikrofarad
dB	Desibel

## 1. GİRİŞ

Günümüzde meydana gelen ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebi kalp rahatsızlıklarıdır. Kalp hastalıklarından meydana gelen ölümlerin azaltılması için tanı ve tedavi yöntemlerinin yaşam şartlarına en hızlı bir şekilde uygunluğu sağlanmalıdır.

Gelişen tıp sahasında ve hastanelerde teşhis ve tedavi için birçok alet ve cihaz kullanılır. Elektronik cihazlar ile kardiyoloji alanında kalbin elektriksel faaliyeti ve kalp sesleri ölçülebilir. Birçok hastanede yoğun bakım üniteleri, çalışmalarını güvenilir cihazlar ile desteklemektedir. EKG (elektrokardiyogram) sinyallerinin incelenmesi ve takibi dolaşım sisteminde meydana gelebilecek herhangi bir düzensizliğin teşhis edilmesini kolaylaştıracaktır. Bu nedenle EKG sinyallerini izleme amacıyla elektrokardiyografi cihazları geliştirilmiştir.

Elektrokardiyografi, kalp kasının ve sinirsel iletim sisteminin çalışmasını incelemek üzere kalpte meydana gelen elektriksel faaliyetin kaydedilmesidir. Bu kayıt ile elde edilen grafiğe Elektrokardiyogram, kullanılan alete de Elektrokardiyograf denir.

Teletıp, iletişim ve bilişim teknolojileri kullanarak, sağlıkla ilgili etkinliklerin ve hizmetlerin uzak mesafelere iletilmesidir. Teletıp uygulamalarında ortak nokta, hizmeti alan kişilerle (hastalar ya da sağlık çalışanları) uzmanlar arasında fiziksel olarak mesafe bulunmasıdır. Tıbbi bilgiler tanı, tedavi ve eğitim amacıyla gönderilir ya da alınır.

İtalyan bilim adamı Guglielmo Marconi 12 Aralık 1901’de, İngiltere’deki Cornwall’dan Kanada’ya bağlı Newfoundland’e ilk Atlantik ötesi radyo sinyalini göndermeyi başarmış; bugünün teknolojisi olan “kablolu iletişimin” ilk büyük adımını atmıştır. 1921’de kalp sesleri, denizcilerin kullandıkları radyo linkleri üzerinden iletilmiştir. Teletıp kullanımı kişisel bilgisayarların ve internet ya da benzeri sistemlerin yaygınlaşmasıyla hız kazanmıştır. Gelişmiş ülkelerde birçok kamu kuruluşu ileri teknoloji uygulamalarının devlet politikalarını, eğitimi, ekonomiyi ve halk sağlığını olumlu biçimde etkilemesi için planlar yapmaktadır. Genellikle bilgisayar ağları aracılığıyla kullanıcılara ulaşan bu düzenlemeler teletıbbın ülke geneline yayılmasında etkin rol oynamıştır (Yılmaz, 1999).

Kablosuz haberleşme ve gömülü hesaplama teknolojisindeki gelişmelerle birlikte uzaktan sağlık izleme ve teletıp konusu son yıllarda gittikçe önem kazanmıştır. Böylece düşük maliyetli ve taşınabilir/giyilebilir uzaktan sağlık izleme sistemlerinin gerçekleştirilmesi ve bazı hastalıkların hastane dışından uzaktan izlenmesi mümkün hale gelmiştir. Hastanelerde, hava yolları şirketlerinin uçuş sırasında oluşabilecek sağlık sorunu takibinde, tutukluların sağlık durumlarının sürekli denetlenmesinde taşınabilir/giyilebilir uzaktan sağlık izleme sistemlerinin kullanımı sürdürülmektedir (Binkley, 2003).

Bu çalışmada hastanın kalp sinyalini ölçebilecek giyilebilir EKG (Wearable EKG) tasarımı ve uygulamasıyla birlikte kalp sinyallerinin Kablosuz Algılayıcı Ağ yapısıyla istenilen alanda, istenilen mesafede merkez noktaya gerçek zamanlı iletimi hedeflenmiştir. Giyilebilir EKG uygulama devresi Kablosuz Algılayıcı Ağ yapısını oluşturan her hangi bir düğüme takılabilir şekilde tasarlanarak sistemin algılayıcı (sensör) bölümünü oluşturmuştur. Hasta üzerine yerleştirilen EKG algılayıcı Kablosuz Algılayıcı Düğümde, hastadan alınan EKG sinyali doğrudan düğüm içerisinde bulunan ADC girişine uygulanmıştır. Önceden programlanan her bir düğümün kendi aralarında haberleşmesi sağlanarak sinyal merkezi düğüm üzerinden bilgisayara aktarılmıştır. Ölçümler IEEE 802.15.4 standardı doğrultusunda düşük maliyet ve güç tüketimini sağlayan ZigBee teknolojisi kullanılarak iletilmiştir. Kullanılan modül 16 bit RISC mimari yapısında MSP430 mikrodenetleyicisine sahip GenetLab firmasının Sensornode isimli düğümüdür. Sistemin verimli bir şekilde haberleşmesi için Kablosuz Algılayıcı Ağlar'da uygulamayı kolaylaştıran TinyOs işletim sistemi kullanılmıştır. Uygulama geliştirmede kullanılan dil nesC dilidir.

Tezin ikinci bölümünde temel bilgiler, benzer konularda yapılan çalışmalarla ilgili kaynak özetlerine yer verilmiştir. Üçüncü bölümde ise giyilebilir EKG kriterleri belirtilerek tasarımda kullanılan sistem açıklanmıştır. Elde edilen EKG sinyallerinin gerçek zamanlı iletiminde kullanılan Kablosuz Algılayıcı Ağ yapısı incelenerek programlanması hakkında bilgi verilmiştir. Son bölümde ise giyilebilir EKG sinyallerinin algılanıp, Kablosuz Algılayıcı Ağlar ile gerçek zamanlı iletiminin gerçekleştirilmesi yapılan uygulama ve ölçümlerde gösterilmiş; elde edilen algılayıcı verileri osiloskop ve bilgisayar ortamlarında izlenmiştir.

## 2. KAYNAK ÖZETLERİ

Doku ve organların çalışmalarının anlaşılmasında biyoelektrik işaretlerin önemi büyüktür. Genellikle vücut yüzeyi üzerinden ölçülen bu işaretler, kaynaklarına göre çeşitli şekilde isimlendirilir (Eşme, 2006). EKG (Elektrokardiyogram) işaretleri, İnsan vücudu üzerinde algılanılabilen ve kalbin elektriksel aktivitesinin sonucu olarak ortaya çıkan belli tipteki biyolojik işaretlerdir (Yazgan ve Korurek, 1996).

Tanı amaçlı EKG sinyalleri deri yüzeyinden çeşitli bağlantı şekilleri ile algılanır, yükseltilir ve gözlenir. Elde edilen analog EKG sinyali çeşitli sinyal işleme metotları kullanılarak iletimi gerçekleştirilebilir (Gomez, 2002).

Hasta verilerinin hayati önem taşıması nedeniyle EKG sinyallerinin uzak mesafe iletimine ihtiyaç duyulmuştur. Kablosuz iletişim, son yıllarda hayli ilerlemiştir. 2000'de yüksek veri iletim hızları ile GPRS denemeleri, 2001'de 3. nesil telefonların çalışmalarının başlaması, 2001'de Kablosuz Geniş Bant standardının belirlenmesi, 2003'de IEEE 802.16a geliştirilmiş versiyonu, 2003'de IEEE 802.11 versiyonu, 2003'de IEEE 802.15.4 standardı (ZigBee), bu alanda yapılan bazı yeniliklerdir. Bu ilerlemeler çerçevesinde EKG sinyalinin bluetooth modülü üzerinden iletimi (Marr, 2001) ve EKG, EMG, EEG gibi biyolojik sinyallerin iletimi ve görüntülenmesi çalışmaları yapılmıştır (Aman vd., 2003). Araştırmacılar 94MHz çalışma frekansına sahip alıcı ve verici ile EKG işaretlerinin 12m uzaklığa kablosuz iletimini gerçekleştirmiştir (Melnyk ve Silberman, 2004). Telsiz ortamda 433MHz ve 916MHz de çalışan alıcı vericilerle EKG işareti 30m uzaklığa iletilmiştir (Thaddeus vd., 2004). Biyolojik sinyallerin 433.4MHz ile 434.6MHz ISM taşıyıcı bandı frekans aralığında tekrarlayıcı sistemler kullanılarak daha uzak mesafe iletimi gerçekleştirilmiştir (Fidan ve Güler, 2005).

Teknolojik ilerlemeler ışığında değişik teknikler geliştikçe kablosuz veri aktarımı üzerine uygunluk çalışmaları sürdürülmektedir. Kablosuz haberleşme ve gömülü hesaplama teknolojisindeki gelişmelerle birlikte uzaktan sağlık izleme hizmetleri önem kazanmıştır. Böylece düşük maliyetli ve taşınabilir giyilebilir izleme sistemlerinin gerçekleştirilmesi ve bazı hastalıkların hastane dışından izlenmesi mümkün hale gelmiştir. PDA tabanlı EKG uygulaması IEEE 802.11b WLAN kapsamında gerçekleştirilmiş (Lin vd., 2004), giyilebilir ölçüm sistemleri ile birleştirilerek taşınabilir sistem uygulamaları gelişmiştir (Aslantaş ve Kurban, 2006).

Kablosuz Algılayıcı Ağlar (KAA) mikro elektromekanik sistemlerdeki gelişmeler ve kablosuz haberleşme sistemlerindeki ilerlemelerle birlikte 1990’lu yıllarda önemli bir araştırma alanı haline gelmeye başlamıştır (Akyıldız vd., 2002).

IEEE 802.15.4 standart temelli bir Kablosuz Algılayıcı Ağ teknolojisi olan ZigBee, bu standardın belirlediği fiziksel radyo frekanslarının tüm avantajlarını kullanmaktadır. ZigBee teknolojisi, uzaktan izleme, kontrol ağları uygulamalarında ve geniş çaplı kablosuz ağların daha düşük maliyet ve güç tüketimi ile oluşturulmasında kullanılabilir. Uzun yıllar boyunca ZigBee temelli cihazlar üzerindeki pilleri ile çalışarak verilen izleme görevini yerine getirmektedir (Karasulu vd., 2010).

“Giyilebilir” bir sistem tasarımı kullanılarak EKG sinyalleri Mica2 düğümü içeren Kablosuz Algılayıcı Ağ ile iletilmiştir (Jones vd., 2004). EKG sinyallerinin haricinde vücuttan farklı biyopotansiyellerin algılanıp Kablosuz Algılayıcı Ağ ile merkezi bir düğüme iletilmesi gerçekleştirilmiştir (Virone vd., 2005). Vücut üzerine birden fazla düğüm yerleştirilip yine vücut üzerinde bulunan merkezi düğüme veriler aktarılmasıyla vücut alan ağı oluşturulmuştur (Otto vd., 2006).

Çoklu yönlendirme sonrası verilerin tek bir arayüz programında gözlenmesi için en uygun Kablosuz Algılayıcı Ağ yapısı seçilmiş ve bunun için Mica2, MicaZ, TelosB algılayıcı düğümleri tercih edilmiştir. Uygulama geniş bir alanda otuz algılayıcı düğümlerle test edilmiş, veri iletim hızı gözlenmiş, sistemdeki veri kayıpları araştırılmıştır (Shnayder vd., 2005).

Sağlık izleme sistemi olarak geliştirilen, vücut üzerinden çeşitli değerleri algılayarak hem Kablosuz Algılayıcı Ağ sistemini kullanan hem de bluetooth, RF haberleşme tekniklerini kullanan Kablosuz Vücut Alan Ağı (WBAN-Wireless Body Area Network) uygulaması gerçekleştirilmiştir (Istepanian vd., 2004). Giyilebilir Kablosuz Vücut Alan Ağı tasarımı Kablosuz Algılayıcı Ağların özelliklerinden sadece bir alanda yararlanmaktadır. Bu sistemde karşılaşılabilecek sinyal işleme, senkronizasyon problemleri ve enerji kontrolü üzerine çalışmalar yapılmaktadır (Milenkoviç vd., 2006).

Bir Kablosuz Vücut Alan Ağı, vücuda yerleştirilmiş fakat farklı işlemci çeşitleri ile algılayıcı tasarımı yapılmıştır (Yüce vd., 2007). Kablosuz Algılayıcı Ağlarda ise algılayıcı elemanların her birinin yerleştirildikleri pozisyonun belirlenmesi rasgele

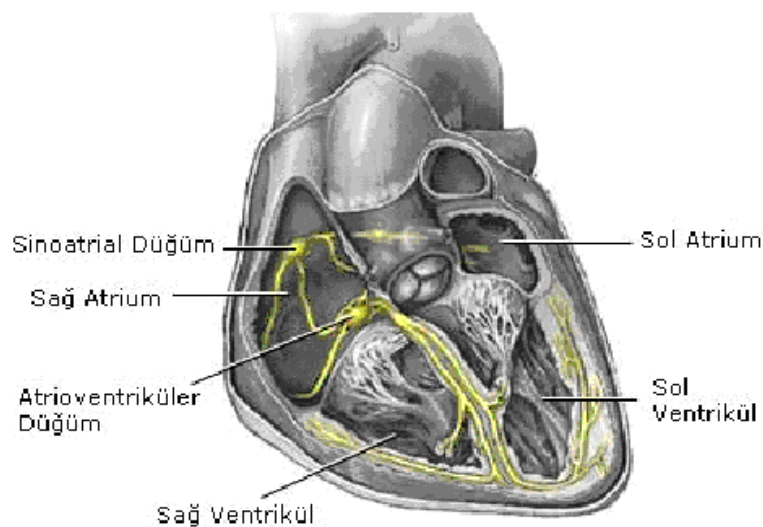
şekilde dağıtılmasıyla gerçekleştirilebilmektedir. Ağ içerisinde hareketli ve sabit pozisyonlu algılayıcılar olabilmektedir. Ayrıca bu elemanlar işbirliği içerisinde çalışmaktadırlar. Dolayısıyla elemanları kendi aralarında sürekli iletişim halinde olmaktadır (Akyıldız vd., 2002; Cayirci vd., 2006). Askeri amaçlı olarak yapılan bir uygulamada hedeflenen alana uçaktan binlerce sayıda küçük algılayıcı düğümler atılmıştır. Bu düğümler kablosuz haberleşme üniteleri aracılığıyla birbirleriyle organize olarak saptadıkları verileri birbirleri üzerinden merkezlere iletilmiştir (Mohammad ve Imad, 2005). Çeşitli simülasyon programları en son kullanılan protokoller doğrultusunda geliştirilmektedir. Bir başka uygulamada da ağ üzerinde dolaşan verinin rahatlıkla gözlenebildiği, ağ özelliklerinin belirlenebildiği uygulamalar gerçekleştirilmiştir (Bilgen ve Demirer, 2009).

### 3. GENEL BİLGİLER

#### 3.1 Kalbin Yapısı ve EKG Tasarım Kriterleri

Kalp (yürek), kuvvetli bir kas pompasıdır. Günde yaklaşık 100 bin, yılda 40 milyon, tüm insan hayatı boyunca yaklaşık 2,5 milyar kere, hiç durmadan 8 ton kanı vücuda pompalar. Ortalama ağırlığı 250-300 gramdır (William, 2002).

Vücuttaki kan dolaşımını sağlayan ve dört bölmeye sahip olan kalbin sol tarafındaki iki bölme temiz kanın vücuda pompalanması işlemini gerçekleştirirken, sağdaki iki bölme vücuttan dönen kirli kanı, temizlemek üzere akciğerlere gönderir. Kalp pompalama işini gevşeme (diastol) ve kasılma (sistol) evrelerinde gerçekleştirir. Diastol sırasında sağ ve sol taraftaki karıncık (ventrikül) kanla dolmaktadır. Sistol ile birlikte her iki kulakçığındaki (atriumda) kan vücuda pompalanmaktadır. Şekil 3.1'de Kalbin yapısı verilmektedir (Pfizer, 2000).

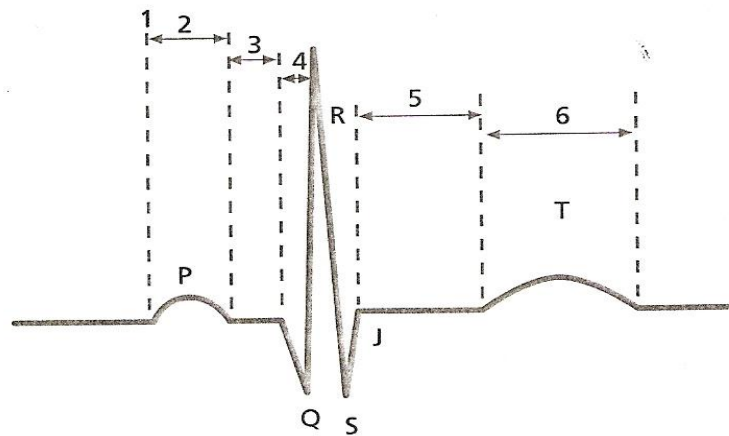


Şekil 3.1 Kalbin yapısı (Pfizer, 2000)

Kalp kaslarındaki gevşeme ve kasılmalar, bütün diğer kaslarda olduğu gibi elektriksel uyartımlar meydana gelir. Bu uyartımlar sino-atrial düğüm (SA) tarafından dinlenme sırasında dakikada 70 ile 80 kez üretilir. SA düğümde kendi kendine oluşan aksiyon potansiyeli depolarizasyon dalgası halinde tüm kalbe yayılır.

SA düğümü, sağ kulakçığın arka duvarında yer alan özelleşmiş kalp hücrelerinden oluşmuştur. SA düğümünün oluşturduğu aksiyon potansiyelinin frekansı değişen koşulların gereksinimini karşılamak üzere merkezi sinir sistemi tarafından kontrol edilir. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli kulakçık üzerindeki iletim yolları üzerinden yayılarak kulakçığın kasılmasını sağlar ve buradaki kanı karıncığa iter. Kulakçıktaki aksiyon potansiyelinin hızı 30cm/sn kadardır. SA ve AV düğümleri arasındaki özel iletim hatlarındaki hız 45cm/sn'dir. SA düğümünde oluşan aksiyon potansiyeli 30-50 ms sonra AV düğümüne ulaşır. Bu süre kulakçık içerisindeki kanı tümü ile karıncığa doldurması için yeterli süre değildir. Bu nedenle, karıncık kasılmasının bir süre sonra yapılması gerekir. Bu işlem bir gecikme elemanı gibi çalışan AV düğümünde aksiyon potansiyelinin 110 ms geciktirilmesiyle yapılır. Kalp kaslarının aynı anda kasılması sonucu büyük bir elektriksel işaret (Şekil 3.3) oluşur. Hastanın vücudundan algılanan bu sinyalin zaman göre değişimine elektrokardiogram denir (Pfizer, 2000).

Bir EKG sinyalinde P, Q, R, S, T ve U harfleri dalgaları tanımlayan harflerdir. Kalp kasının kulakçık ve karıncık ile ilgili elektriksel titreşimlerini ifade etmektedir. Elektrokardiogram kalple ilgili değişik hastalıkların klinik teşhisi için kullanılır. Aynı zamanda diğer ölçmeler içinde referans teşkil eder. Şekil 3.2'de EKG sinyal şekli verilmiştir.

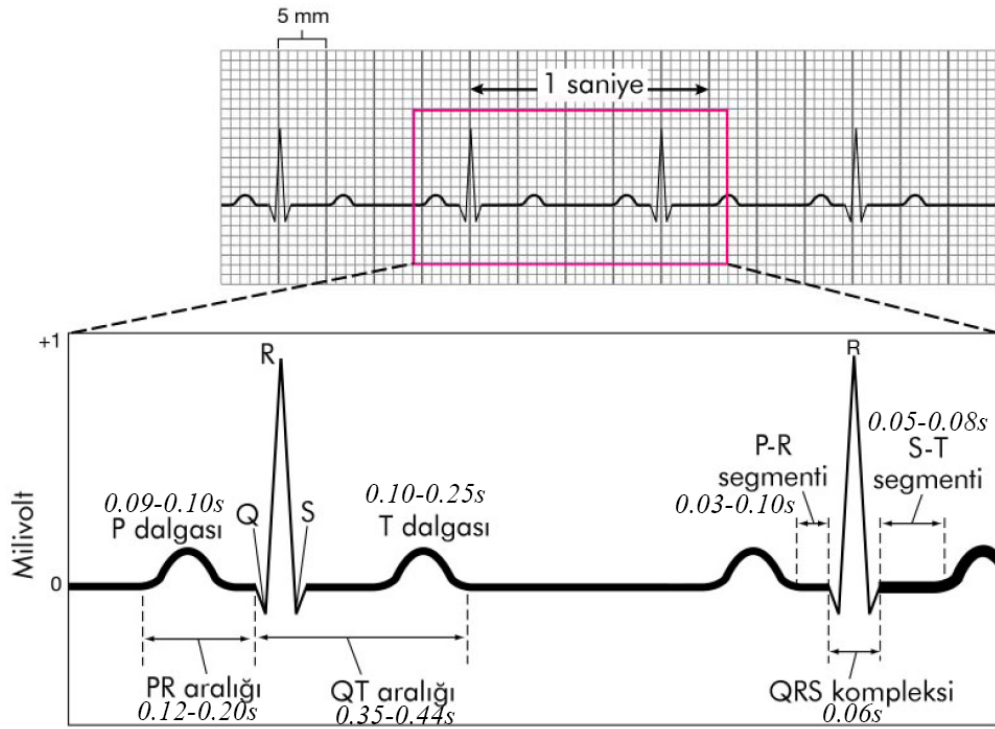


**Şekil 3.2** EKG 'de dalgalar, aralıklar ve segmentlerin isimlendirilmesi



Şekil 3.2 EKG sinyalinin ifade ettiği aralıklar; 1 uyarının sinoatriyal çıkışı, 2 atriyal aktivasyon, 3 atriyo ventriküler iletim, 4 ventrikül aktivasyon zamanı, 5 ventriküllerin tam olarak depolarize olması, 6 ventriküler repolarizasyon olarak belirtilmiştir.

EKG sinyalinin oluşumunda kas hareketlerinin oluşturduğu noktalar ve sinyal oluşma süreleri Şekil 3.3’de verilmiştir.



**Şekil 3.3** Kalp kaslarının hareketi sonucu oluşan QRS sinyali ve oluşma süreleri (Acartürk, 2001)

Şekil 3.3’de görülen terimler, kısaca aşağıda açıklanmıştır.

**P Dalgası** Atriyal eksitasyon dalgasıdır. P dalgasının amplitüdü 2.5 mm’den ve süresi de 0.12 sn’den azdır.

**P-R veya P-Q Aralığı** P dalgasının başlangıcından, QRS kompleksinin başlangıcına kadar sürer. İntraatriyal, AV nodal, ve His-Purkinje iletimi için geçen süredir.

**QRS Kompleksi** QRS kompleksi ventriküllerin depolarizasyonunu yansıtır. QRS süresinin üst sınırının 0.11 sn olabileceği bildirilmektedir.

**Q Dalgası** EKG’de ilk negatif dalgasıdır. R dalgası amplitüdünün  $\frac{1}{4}$  ‘ünden daha büyük ve en az 0.04 sn süresindeki Q dalgası anormal veya patolojik Q dalgasıdır ve infarktüs tanısı için önemli bir kriterdir.

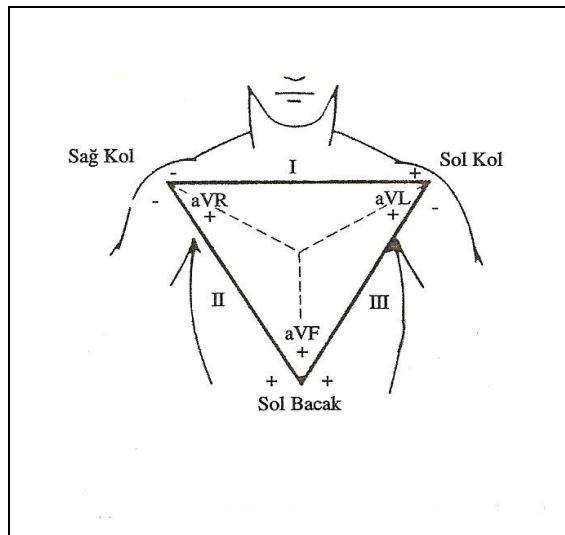
**R ve S Dalgaları** EKG ‘de Q dalgasından gelen ilk pozitif dalga, R dalgasıdır. Kalbin elektriksel eksenin gradiyenti ne kadar büyükse R dalgasının amplitüdünün yükselme hızıda o kadar fazladır. R ve S amplitüdün eşit olduğu derivasyona geçiş bölgesidir.

**T Dalgası** Ventriküllerin repolarizasyonunu yansıtır. T dalgası QRS kompleksinden biraz daha geniştir. Amplitüdü genel olarak R dalgasının  $\frac{1}{8}$ - $\frac{2}{3}$ ’ü kadardır.

**U Dalgası** T dalgasından sonra bazen bir pozitif bir dalga daha bulunabilir. Bu U dalgasıdır ve meydana gelişi konusunda az bilgi vardır. Intraventriküler iletim sisteminin yavaş repolarizasyonu sonucu olduğu düşünülmektedir (Acartürk, 2001).

### 3.1.1 Kalbin Aktivitesini İnceleme Metotları ve Derivasyon Çeşitleri

EKG sinyalinin görüntülenebilmesi için, beden yüzeyinin değişik bölgelerine elektrotlar yerleştirilir ve bu elektrotlar kablolar aracılığı ile elektrokardiyografa bağlanır. Bu şekilde oluşturulan elektriksel devrelere derivasyon denir (Bronzino, 2003). Şekil 3.4’de kullanılabilir derivasyon şekilleri verilmiştir.



**Şekil 3.4** Ekstremitte derivasyonları

Standart derivasyonlar Bipolar ya da Unipolar olarak düzenlenirler. Bipolar derivasyonları I, II, III olarak gösterilir. Unipolar derivasyonları ise aVR, aVL, aVF olarak belirtilir. Unipolar derivasyonlarının oluşturduğu genlikler küçük olduğundan 1.5 kat arttırılmıştır ve augmented (güçlendirilmiş) anlamındadır. Adlandırmada “V”, potansiyel (voltaj) sözcüğünün karşılığı olarak kullanılırken “R” harfi ile sağ kol, “L” harfi ile sol kol, F harfi ile ise sol bacak anlatılmak istenir.

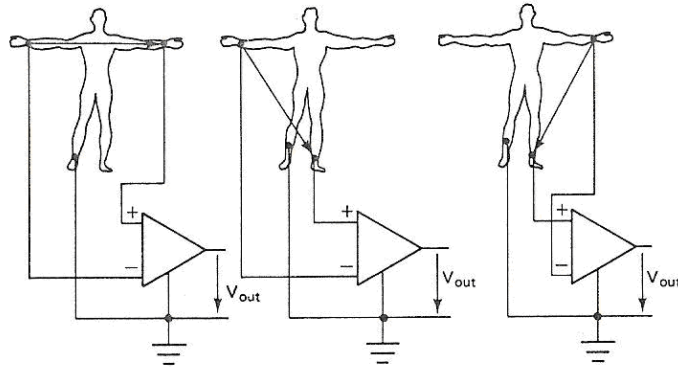
**AVR derivasyonu:** RA evirmeyen girişe bağlanırken, LA, LL eviren girişte toplanır.

**AVL derivasyonu:** LA evirmeyen girişe bağlanırken, RA, LL eviren girişte toplanır.

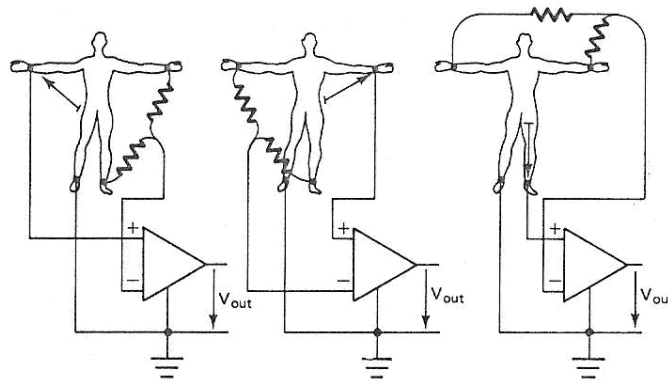
**AVF derivasyonu:** LL evirmeyen girişe bağlanırken, RA, LA eviren girişe bağlanır (Uçak, 2008).

Şekil 3.5’de derivasyon çeşitlerinin vücuda uygulama şekilleri gösterilmektedir.

a)



b)



Şekil 3.5 Standart bağlantılar: a) Bipolar bağlantılar, b) Unipolar bağlantılar

### 3.1.2 Elektrotlar

Vücuttan algılanması gereken bir biyoelektrik potansiyelin aktarılmasında kullanılan elektrokimyasal dönüştürücülere, biyopotansiyel elektrot veya sadece elektrot adı verilir. Vücudumuzdaki biyopotansiyeller, iyon hareketleri sonucunda oluşurlar. Biyoelektrotlar, iyonik iletkenliği elektronik iletkenliğe dönüştürerek elektronik devrelerde işlenebilir hale getirmeye yarayan sensörlerdir (Güler, 2008).

Yüzey elektrotları, metal plaka, emici, gezici, bükülebilir ve tümüyle atılabilir tiplerde bulunmaktadır. Biyolojik işaretlerin deri üzerinden algılanmasında kullanılırlar (Korürek, 2000).

### 3.1.3 EKG Yükselteç Tasarım Kriterleri

Uzun yıllardan bu yana profesyonel topluluklarca EKG için gereken genel özellikler belirlenmiştir. EKG ölçüm sistemi için 0.05- 150 Hz arasında bir bant genişliği önerilmiştir.

EKG ölçmenin ilk gerekliliği hastanın fiziksel olarak yükseltecin ön girişine bağlı olmasıdır. Hasta yükselteç arayüzü, vücuttaki iyon akımını metal kablodaki elektron akımına çeviren özel bir biyoelektrot tarafından gerçekleştirilmiştir. Elektrotlar genellikle yüksek iyon konsantrasyonuna sahip kimyasal bir yapışkan veya jel ile kullanılır. Bu, doku-elektrot arayüzünde bir transduser gibi davranır. (Akman, 2007).

EKG cihazlarında frekans distorsiyonu, doyum veya kesim distorsiyonu, geçici elektriksel gerilimlerden meydana gelen artifaktlar, elektriksel düzenlerden gelen parazitler, toprak çevrimleri, manyetik alanların etkisi, elektriksel kökenli diğer bozucu etkilerden kaynaklanan sorunlarla karşılaşılabilir (Atar, 1993). Bu nedenle düşük gerilim seviyesindeki EKG işaretinin yükseltilmesi için doğal olarak bazı hususların göz önünde tutulması gerekir.

- Yükselteç ile kaynak arasındaki empedans farkı
- Kullanılan devre elemanlarının gürültü faktörleri
- İşaret/gürültü oranı
- Şebeke hattının oluşturduğu vücutta indüklenen 50 Hz lik gerilimdir.

EKG yükselteci elektrot-deri empedansını ve gürültü kaynaklarını engellemek için şu taleplere cevap verebilmelidir: Çok yüksek ortak mod giriş empedansı, yüksek farksal giriş empedansı, her giriş için eşit ortak mod giriş empedansı, yüksek ortak mod bastırma oranı, ekranlı giriş kabloları, sağ bacak sürücüsü ile ortak mod voltajında ek bastırma devreleri kullanılmalıdır (Fard, 1989).

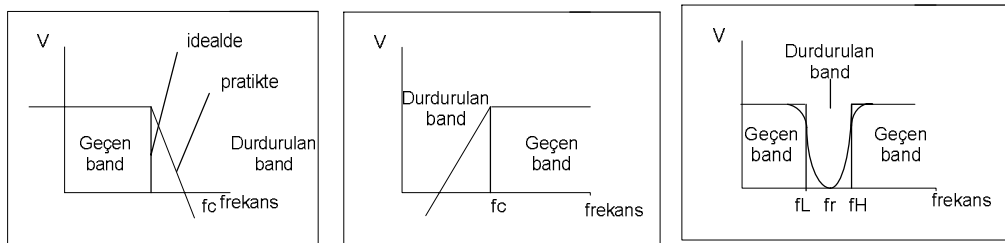
### 3.1.4 Gürültü Çeşitleri

EKG sinyalleri tipik olarak 1 mV kadar küçük genliğe sahip sinyallerdir. Bu sebeple de dış sinyallerden kolaylıkla etkilenirler. EKG ölçümü sırasında sinyali etkileyebilecek gürültü çeşitleri; şebeke gürültüsü, elektrot temassızlığı gürültüsü, elektrot hareketi gürültüsü, kas kasılması gürültüsü, taban çizgisi kayması olarak verilir (Durmuş, 2003).

### 3.1.5 Filtreleme Teknikleri

Bir filtre devresi, belirli bir frekans bandını geçiren ve bu frekans bandı dışındaki frekansların tamamını zayıflatacak şekilde dizaynedilmiş olan devredir. Filtre devreler ya aktif ya da pasif olabilir. Pasif filtre sadece direnç, bobin ve kapasitör elemanlarından oluşur. Aktif filtreler ise pasif elemanlara ek olarak BJT, FET ya da OP-AMP gibi aktif devre elemanlarını içerir.

Alçak Geçiren, Yüksek Geçiren, Band Durduran - Çentik (notch) ve Band Geçiren filtre olarak dört tip filtre vardır. Şekil 3.6'da filtre çeşitlerinin frekans cevap örnekleri verilmiştir.

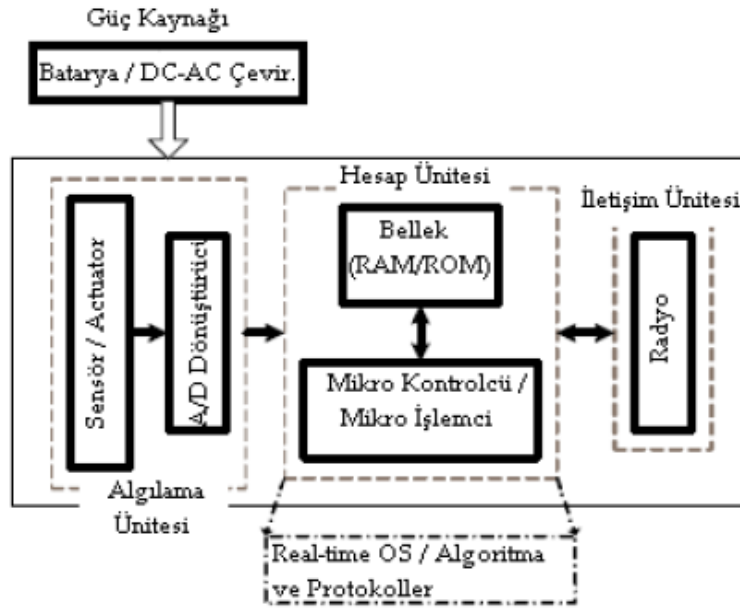


Şekil 3.6 Alçak geçiren-Yüksek geçiren-Çentik filtrelerin frekans cevap örneği

İletilen band aralığı “geçen band”, zayıflatılan band aralığı ise “durdurulan band” olarak adlandırılır. Ayrıca kesim frekansı  $f_c$  0.707 frekansı, -3dB frekansı ya da köşe frekansı ya da kırılma frekansı olarak adlandırılır (Coughlin ve Driscoll, 1991).

### 3.2 Kablosuz Algılayıcı Düğümlerin Mimari Yapısı

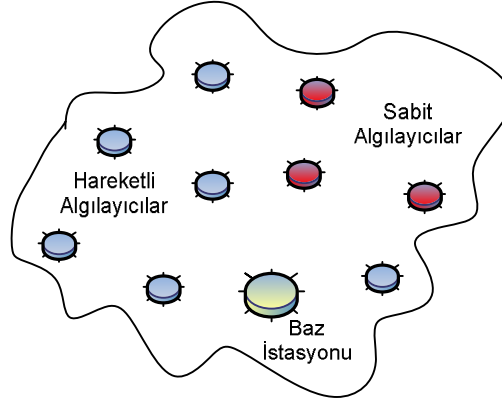
Algılayıcı Düğüm, üzerinde bulunan bir veya birden fazla algılayıcı yardımıyla topladığı veriyi diğer düğümler ile kablosuz haberleşerek oluşturduğu ağ yardımıyla taşıyabilen donanım yapısıdır. Algılayıcı Düğüm çok küçük hacimli olması nedeniyle ile kullanılması istenen bölgeye yerleştirilerek kendi kendine ağ oluşturabilen yeni çok yönlü bir algılama, bilgi işleme, sınıflandırma ve haberleşme donanımdır (Genetlab, 2010). Şekil 3.7’de bir Algılayıcı Düğüm yapısı verilmiştir.



Şekil 3.7 Kablosuz algılayıcı düğüm yapısı (Genetlab, 2010)

Düşük güç tüketen elektronik cihazlar ve kısa mesafe haberleşme sağlayan radyolar ile diğer gelişmeler Kablosuz Algılayıcı Ağlar’ın yayılmasını sağlayan teknolojik etkenlerdir. Şekil 3.7’de gösterilen bir Algılayıcı Düğüm mikrodenetleyici (işlemci), haberleşme ünitesi (radyo-), bellek, güç kaynağı, algılayıcı (sensor) düzeneğinden oluşmaktadır (Genetlab, 2010). Algılayıcı düğümlerin oluşturduğu

KAA'lar farklı yapıda algılayıcılardan oluşabilir. Şekil 3.8'de Kablosuz Algılayıcı Ağ örneği verilmiştir.



**Şekil 3.8** Kablosuz algılayıcı ağ örneği

Şekil 3.8'de görülen ağlar temel olarak algılayıcılar (sensor düğüm) ve bu algılayıcılardan gelen verileri toparlayan baz istasyonlarından (geçit güğüm) oluşmaktadır. Algılayıcılar pil ile çalışan ve kısıtlı ömre sahip olan kablosuz iletişim cihazlarıdır. Ağ içerisindeki düğümlerden geçit düğümüne yönlendirilen veriler buradan, internet ya da uydu gibi haberleşme ortamlarına aktarılırlar (Akyıldız vd., 2002; Pahtan vd., 2006). Bu özellikleri sayesinde teletıbbın en geniş kapsamlı sistem kurulumunu desteleyebilmektedir.

### 3.3 KAA İşletim Sistemi TinyOs ve NesC Dili

Kablosuz Algılayıcı Ağlarda düğümlerin kaynak kısıtlarından dolayı, algılayıcı ağlarına yönelik uygulama geliştirmesi, geleneksel sistemlerden bazı değişiklikler gösterir. TinyOS, algılayıcı düğümlerinin kaynak kısıtlarını gözeterek verimli bir şekilde programlanmasını amaçlar (TinyOS, 2010). TinyOS C diline benzer bir dil olan NesC ile yazılmıştır ve uygulamaların bu dille geliştirilmesine olanak sağlar. Bir algılayıcı ağındaki düğümler ve merkezi düğüm, TinyOS işletim sistemi ve nesC dili kullanılarak programlanırlar. Ağ ile bilgisayarlar arasındaki bağlantı daha yüksek seviyeli dil kullanılarak yapılabilmektedir. Ağ sisteminin kaynak kısıtlamasına sahip olmayan bölümleri için TinyOS kullanmaya gerek yoktur.

TinyOS işletim sistemi; TinyOS kablosuz iletişim yapan gömülü sistemler için düşük güç kullanarak dışsal olayları yöneten uygulamaları daha kolay geliştirmeyi amaçlayan bir işletim sistemidir. TinyOS birçok bileşen içermektedir ve bu bileşenler uygulamaların ihtiyacına göre eklenip çıkarılabilmektedir. TinyOS bu özelliği sayesinde gömülü sistemler için geliştirilmiş diğer işletim sistemlerinden ayrılmaktadır. Uygulamalar işletim sisteminin sunduğu sabit servislere göre şekilleneceğine, işletim sistemi uygulamanın ihtiyaçlarına göre eklenen ya da çıkarılan bileşenler ile yapılandırılır (TinyOS, 2010).

TinyOS işletim sistemi yeniden kullanılabilir birçok bileşen ve algılayıcı ağları uygulamaları için iyi tasarlanmış birçok programlama ara yüzü içermektedir. Kablosuz algılayıcı ağlar düşük kaynaklara (örneğin sadece 4KB ana bellek) ve kısıtlı enerji bütçelerine sahip sistemler oldukları için, uygulama geliştiriciler uygulamanın ihtiyaçlarına göre aynı servisin birçok sürümünü yazmak zorundadırlar. Bu yöntem geliştirilen uygulamanın sistem kaynakları en verimli şekilde kullanması sonucunu doğururken uygulamanın ihtiyaçlarını karşılayan servislerin yeniden kullanılabilir olmasını engellemektedir. TinyOS'un bileşen tabanlı mimarisi kablosuz algılayıcı ağlarının kaynak kısıtları göz önüne alınarak geliştirilmiştir.

TinyOS üzerinde uygulama geliştirirken kullanılan dil, TinyOS'un da geliştirildiği NesC dilidir. Bileşen tabanlı bir dil olan NesC olay tabanlı bir işletim mekanizmasına sahip olan kablosuz algılayıcı ağları için uygun bir programlama dilidir. NesC dilindeki bileşenler nesneye dayalı programlama paradigmasında ki nesnelere benzemektedirler (Yıldırım-Kantarci, 2010). Bileşenler bir durum bilgisi ve o durum bilgisini işleyen işlevselliği barındırmaktadırlar. Bileşenler birbirleri ile arayüzler aracılığı ile iletişim kurmaktadır. Kablosuz algılayıcı ağlarının kısıtlı bellek kaynağına sahip olmalarından dolayı, nesneye yönelik programlama dillerinin sunduğu dinamikliğin aksine, bileşenlerin sayısı ve bileşenler arası etkileşim uygulamanın derleme anında belirlidir.

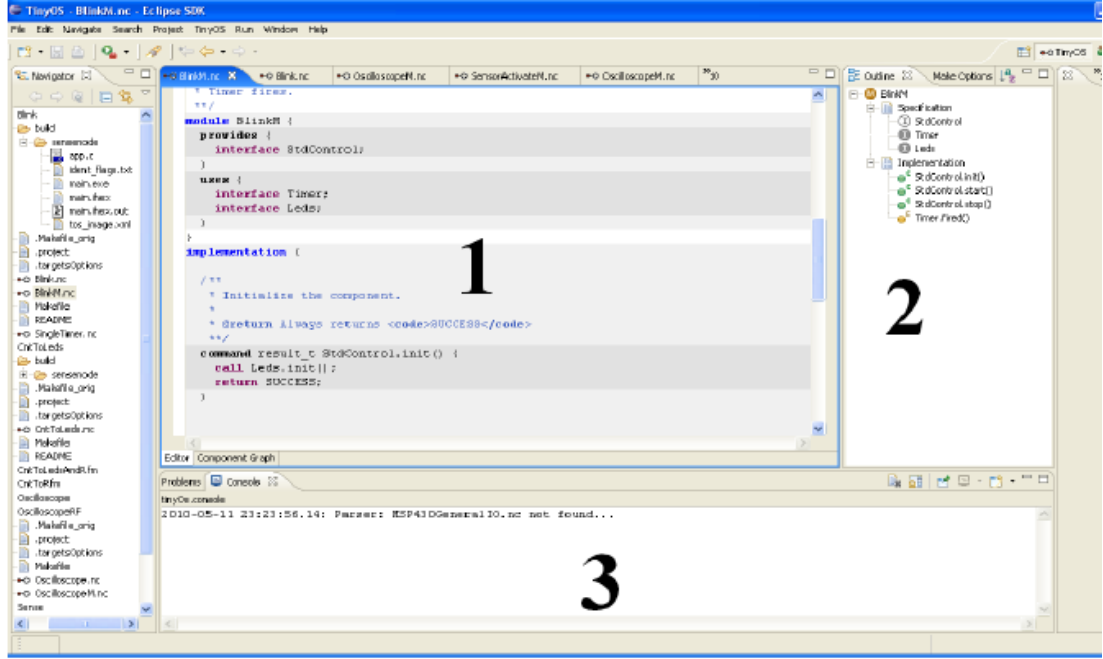
TinyOS'un sunduğu özelliklerden en önemlisi, süreçler arası geçiş mekanizmasının bu işletim sisteminde ortadan kaldırılmış olmasıdır (TinyOS, 2010). Geleneksel işletim sistemlerinde süreçlerin her biri ayrı adres sahalarına ve ayrı bir çalışma içeriğine sahiptirler. İşletim sistemi, işlemci yönetimi kapsamında bir süreçten diğerine geçiş yaparak birçok sürecin aynı anda çalışmasını sağlamaktadır.



Bu geçiş mekanizmasında işletim sistemi o an çalışmakta olan sürecin durumunu saklar. Ek olarak, hafif süreçler olarak nitelendirilebilen iç parçacıkları da aynı adres sahasında çalışmalarına rağmen kendi durumlarının işletim sistemi tarafından saklanabilmesi için ayrı yığın çerçevelerine gereksinim duyarlar. Bir iç parçacığından diğerine geçiş, o an çalışmakta olan iç parçacığının durumunun kendi yığıt çerçevesinde saklanmasını gerektirir. İşletimi soyutlayan süreç ve iç parçacığı kavramları, işletim sistemine ek yük getirmekte ve geçiş mekanizması kısıtlı kaynaklara sahip kablosuz algılayıcı düğümleri için uygun görünmektedir. TinyOS, tek bir yığıt erevesi barındırmakta sistem içerisindeki tüm işletim bu yığın erevesi üzerinden gerçekleştirilmektedir. Sistemdeki süreç kavramı basit bir fonksiyondur fakat fonksiyonlar sonlanıncaya kadar bölünmeden çalıştırılırlar. Bu işletim, süreçler arası geçiş mekanizmasını ortadan kaldırmıştır (Yıldırım ve Kantarcı, 2010).

TİNYOS işletim sistemi yazılımı <http://www.tinyos.net/download.html> adresinden temin edilip, kurulabilir. C dizini altında tinyos isimli bir klasör yaratılır. Java 1.5 (Java 5) JDK sisteme kurulu olmalıdır. Klasör içerisinde yer alan cygwin-1.2a klasöründen cygwin programı kurulur ve programın kurulacağı yer olarak C:\tinyos\ adresi gösterilip devam edilir.

Eclipse TinyOS uygulamalarını destekleyen ve uygulamaların geliştirilmesinde kullanılan ortam olup java tabanlı bir yazılımdır. Şekil 3.9'da Eclipse program arayüz rneği verilmiştir.



**Şekil 3.9** Eclipse ortamında TinyOS uygulama örneği

Şekil 3.9’da açılmış bir TinyOS uygulaması gösterilmektedir. Burada 1 numaralı simgeyle gösterilen kısım kodların yazıldığı bölümdür. 2 numaralı kısım ise dosyanın içindeki taslak bilgilerini göstermektedir. 3 numaralı bölüm ise açıklamaların ve hataların belirtildiği kısımdır.

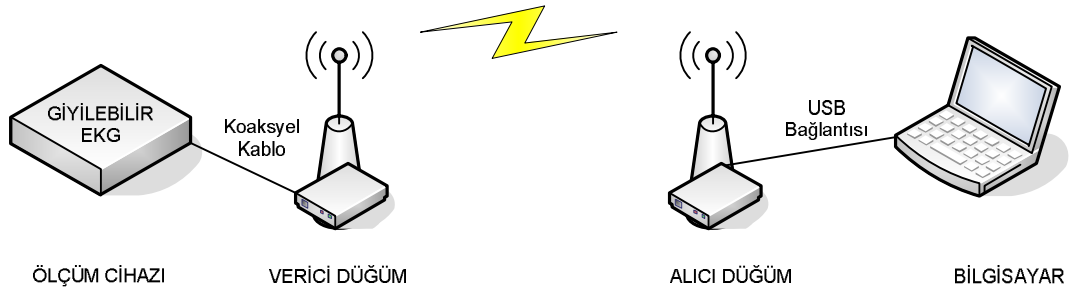
#### Eclipse Ortamında TinyOS Uygulamasının Açılması:

Eclipse içindeyken “File” tıklanılır. Daha sonra “new” tıklanarak “example” seçilir. “TinyOS Example Wizard” işaretlenerek “next” tıklanır. Uygulama örneği açılmak isteniyorsa o seçilir ve “Select Target” ayarı olarak kullanılacak donanım belirlenir. Uygulama içerisindeki \*.nc uzantılı dosyalar Eclipse editörü tarafından renklendirilmiş ve otomatik tamamlayıcı devreye girmiş olmalıdır.

Uygulama kodları eclipse ile geliştirilir. Fakat gerçek derlemesi komut satırından yapılmalıdır. Bazı dosyalarda eclipse içinde “error” veriyormuş gibi görünebilir. Error verip vermediğini en iyi şekilde komut satırından derleme yaparak anlayabiliriz. Derleme sonrası yazılım algılayıcı düğümlere yüklenebilir hale gelmiştir. Yazılımın cihazlara yüklenmesi aşamasında kullanılan cihazların çok büyük kısmında usb arayüzü bulunmaktadır. Cihazı bilgisayarın usb girişine taktıktan sonra kullanılan donanıma bağlı bir komutla yazılım cihaza (sensöre) yüklenebilir.

#### 4. EKG'NİN SEZİLMESİ VE KAA İLE İLETİMİ

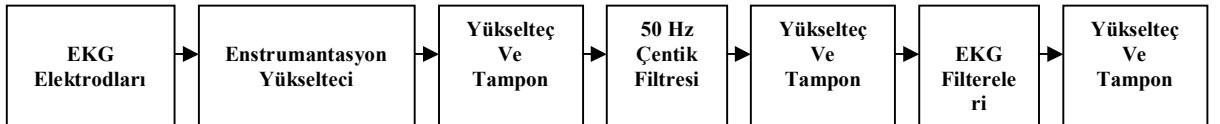
Sistem uygulaması dört kısımdan oluşmaktadır (Şekil 4.1). İlk kısım; kalp sinyallerini vücut üzerinden algılayan giyilebilir EKG ölçüm cihazıdır. İkinci ve üçüncü kısımlar ölçüm cihazından gelen işaretleri işleyen ve kablosuz olarak iletimini gerçekleştiren algılayıcı düğümlerdir. İkinci kısım verici düğüm olarak çalışır, EKG sinyallerini dijital forma dönüştürüp iletir. Üçüncü kısımdaki algılayıcı düğüm ise gönderilen sinyali algılayıp bilgisayarın USB girişine aktarma işlemini gerçekleştirir. İletim sonucu verilerin gözlenebilmesi için sinyallerin bir grafik arayüzüne aktarılması işlemini gerçekleştiren bilgisayar ise sistemin son katını oluşturmaktadır.



Şekil 4.1 Sistemin genel blok diyagramı

##### 4.1 Giyilebilir EKG Ölçüm Cihazı

EKG tasarım kriterleri dikkate alınarak yüzey montaj teknolojisiyle bir giyilebilir EKG sistemi gerçekleştirilmiştir. Tasarlanan sistemin blok diyagramı Şekil 4.2'de görülmektedir.



Şekil 4.2 EKG yükselteç devresi blok diyagramı

EKG işaretleri vücut üzerinden Ag/AgCl elektrotlarla algılanmıştır. Bu işaret Ortak işaret bastırma oranı (CMRR) 110dB'dir. Gerilim kazancı 63dB olan enstrumantasyon yükselteç devresi ile kuvvetlendirilmiştir. İstenmeyen gürültü işaretlerini bastırmak için alt kesim frekansı 0,05Hz, üst kesim frekansı 150Hz olan 4. dereceden band geçiren filtre kullanılmıştır. Tasarlanan EKG ölçüm cihazında kaynak gerilimi pille sağlanmıştır ve böylece şebeke gürültüsünün gözlenmeyeceği umulurken aksi gerçekleştiğinden 4. dereceden 50 Hz'lik çentik filtreye ihtiyaç duyulmuştur. Filtre devrelerinde toplam -50dB kazanç oluşmuştur. Devreler arasında kullanılan ve her birinde ortalama 24dB kazanç sağlanan yükselteç ve tampon devreleri ile devrelerin birbirlerini yüklemesi önlenmiş ve ölçüm cihazıyla hasta arasında izolasyon sağlanmıştır. Gerçekleştirilen ölçüm cihazı ile çıkışta toplam 70dB kazanç elde edilmiştir.

#### **4.1.1 EKG Sinyallerinin Yükseltilmesinde Enstrumantasyon Yükselteci**

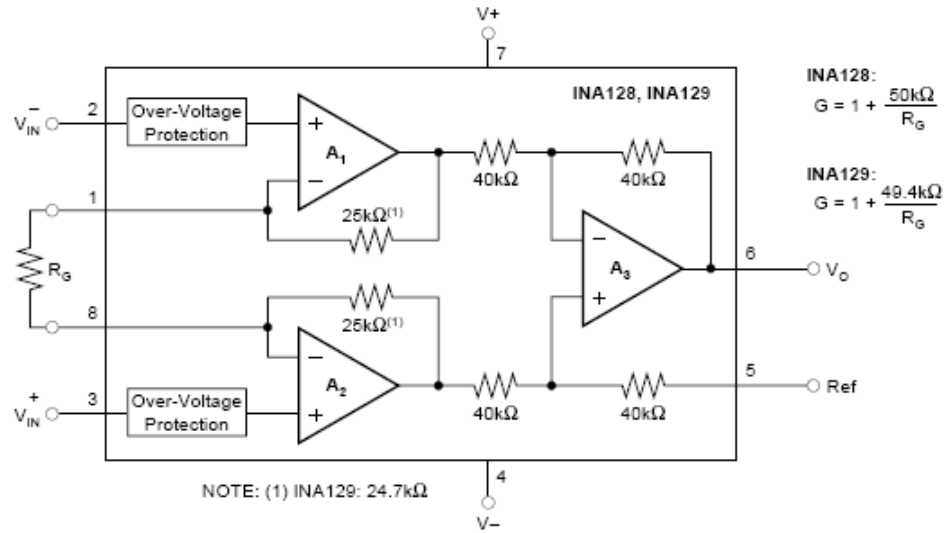
Hastadan alınan biyolojik işaretlerin elektriksel işaretlere çevrilmesi amacıyla dönüştürücü olarak Ag/AgCl elektrotlar ve elektriksel iletkenlik seviyesinin yüksek tutulması amacıyla iletkenliği arttırıcı jel kullanılmıştır. Vücuttan alınan EKG işaretlerinin genlikleri oldukça küçük seviyedir (2-3mV). Bu işaretlerin görüntülenmesi, yorumlanması ve işlenebilmesi için genliklerinin yeterli seviyede tutulması gerekmektedir. Vücuttaki işaretler fark sinyalleri şeklindedir ve bu işaretlerin kuvvetlendirilmesi için özellikle ortak mod işareti bastırılmış biyolojik işaretlerin yükseltilmesi amacıyla kullanılan enstrumantasyon yükselteçleri kullanılır.

Enstrumantasyon yükseltecinin ortak işareti bastırma oranı yüksek olduğundan, gürültünün bir kısmını bastırır. Böylece çıkışta 50 Hz'lik gürültünün bastırıldığı bir EKG işareti elde edilir. Bu yükselteç fark girişini yükseltme özelliğine sahiptir. Enstrumantasyon yükseltecin her iki girişinde de eşit miktarda ortak işaret gürültüsü bulunmaktadır. Birbirine eşit olan ortak işaret gerilimlerini birbirinden çıkartarak sıfır çıkış elde ederken girişlerinde farklı olan EKG işaretlerini yükseltir. Farklı noktalardan sinyal geldiğinden sağ ve sol koldaki EKG işaretlerinin seviyesi farklıdır. Ortak işaret bastırma oranı ne kadar büyükse çıkıştaki gürültüde o kadar zayıftır (Güler, 2008).

Yüksek giriş empedansı ve düşük giriş polarma akımına sahip ilk kat (ön yükseltme katı) yükselteçler için önemli bir faktördür. Yüksek giriş empedansı, bir yükselteç devresinde yükleme etkilerini azaltmak için gereklidir. Düşük giriş empedansı sinyal bozucu etkili gerilim yüklemeye neden olabilir. Bu yükleme çıkış sinyalinde bozulmaya sebep olabilir.

Çıkış sinyalinin bozulmasına sebep olabilecek bir diğer önemli faktör, opamp'ların giriş polarma akımlarıdır. Giriş polarma akımı opamp'ın içinden akan akımdır. İdealde giriş polarma akımı sıfır olmasına rağmen uygulamada girişinde küçük bir polarma akımı daima bulunur (Aydın, 2004). Bir enstrumantasyon yükselteci üç işlemsel yükselteç içeren yapıdan geliştirilmiştir. Her bir girişteki sinyal giriş sinyallerinin ortalamasına eşit olan ortak mod gerilimi yükseltilir. Pratik uygulamalarda enstrumantasyon yükseltecini koruma devreleri, sağ bacak sürücüsü ve gürültünün önlenmesi amacıyla filtreleme devreleri eklenerek tamamlanır.

Bu çalışmada ana yükseltme, Burr Brown firması tarafından üretilen bir enstrumantasyon yükselteci olan INA128 ile gerçekleştirilmiştir. INA128 giriş empedansı çok yüksek olup ortak modu atma oranı en az 120 dB'dir. Ayarlanabilir direnç dışındaki elemanların tümü tek bir paket içerisinde ve toleransları çok düşük elemanlarla gerçekleştirilmiştir. Böylece; elemanların empedans dengesizlikleri sonucunda oluşabilecek ortak mod sinyalinin en aza indirgenmesi sağlanmıştır. EKG sinyali bu enstrumantasyon yükseltecinde bir ön kuvvetlendirmeye ve ortak mod sinyallerinden arındırılma işlemine tabi tutulmaktadır. Şekil 4.3'de bir Enstrumantasyon yükselteç entegresi iç yapısıyla birlikte verilmiştir.



**Şekil 4.3** İNA128 Enstrumantasyon yükseltici

INA128 entegresinin 1-8 uçları arasında bağlanan  $R_G$  direnci ile yükseltecin kazancı istenilen bir değere ayarlanabilir. Yükselteç kazancı Eş. 4.1 ile hesaplanır;

$$A_v = 1 + \frac{50K}{R_G} \quad (4.1)$$

Uygulanan devre kartında  $R_G$  direnci 100 Ω değerindedir. Bu durumda kazanç değeri, Eş. 4.2 ile hesaplanır.

$$A_v = 1 + \frac{50000}{100} = 501 \quad (4.2)$$

Bu kazancı dB cinsinden Eş. 4.3 ile yazılırsa;

$$A_{v,dB} = 20 \log_{10} A_v \quad (4.3)$$

$$A_{v,dB} = 20 \log_{10} 501$$

$$A_{v,dB} = 60.008dB$$

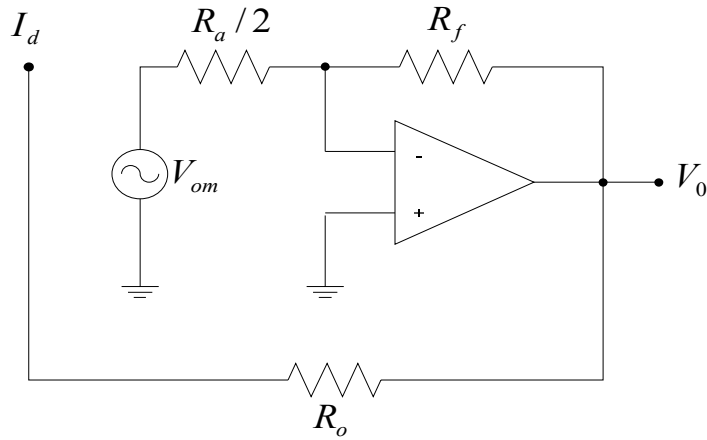
sonucu elde edilir.

Böylelikle EKG yükselteç devresi ile vücuttan mV seviyesindeki EKG işaretleri alınır. Enstrumantasyon yükseltici ile bu işaretler yaklaşık olarak 500 kat yükseltilmiş olarak çıkışta okunur.

#### 4.1.2. Sağ Bacak Sürücü Devresi

Birçok modern EKG sisteminde hasta, üzerindeki 50 Hz'lik sapma akımının azaltılması için topraklanmamaktadır. Şebeke kaynaklı işaretlerin insan vücudu aracılığı ile toprağa akması sonucu meydana gelen şebeke gürültülerini engellemek maksadı ile kullanılan bu devrenin adına "sağ bacak sürücüsü" denilmektedir. Sağ bacak elektrotu tüm ölçümler için referans elektrotu olarak kullanılmaktadır. Koaksiyel kablolarda kaçak kapasitelerden dolayı kaçak akımlar referans elektrotu olan sağ bacak üzerindeki elektrot üzerinden devrelerini tamamladıklarında yükselteç girişinde bir ortak mod sinyalin oluşmasına neden olurlar.

Ortak mod gerilimi sağ bacak yükselteci tarafından yükseltilecek ters çevrilmekte ve bu gerilim hastanın sağ bacağına uygulanmaktadır. Bu şekilde sadece birkaç mikroamperlik veya daha az bir akım hastaya verilmektedir (Güler, 2008). Sağ bacak eşdeğer sürücü devresi Şekil 4.4'de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.4 Sağ bacak eşdeğer sürücü devresi

Sağ bacak sürücü devresinde, vücut üzerindeki ortak mod gerilimi,  $R_a$  sürücü dirençleri yardımı ile algılanıp kuvvetlendirildikten sonra  $R_o$  direnci üzerinden hastanın sağ bacağına geri beslenir. Bu işlem CMRR'nin düşük bir değere sürülmesini sağlar. İşlemsel yükselteci oldukça yüksek giriş empedansına sahip olduğundan giriş akımı sıfır olarak kabul edilmektedir. İşlemsel yükseltecin giriş gerilimine bağlı değişkenler, Eş. 4.4 ve 4.5 ile hesaplanabilir.

$$V_{om} / (R_a / 2) + V_0 / R_f = 0 \quad (4.4)$$

$$V_{om} = (R_o * I_d) + V_o \quad (4.5)$$

Yukarıdaki bağıntılardan yola çıkarak Eş. 4.6 ile elde edilir;

$$V_{om} = (R_o * I_d) / [(1 + 2 * R_f) / R_a] \quad (4.6)$$

Sağ bacak ile toprak arasındaki efektif direnç değeri ise Eş. 4.7'den elde edilir;

$$R_{eff} = V_{om} / I_d = R_o / [(1 + 2 * R_f) / R_a] \quad (4.7)$$

Gerçekleştirilen tasarımda sürücü direnci değeri 10K, geri besleme direnci değeri 390K olarak seçilmiştir. Sağ bacak ile toprak arasındaki efektif direncin değeri de yukarıdaki denkleme uygulanır;  $R_{eff}$ ,

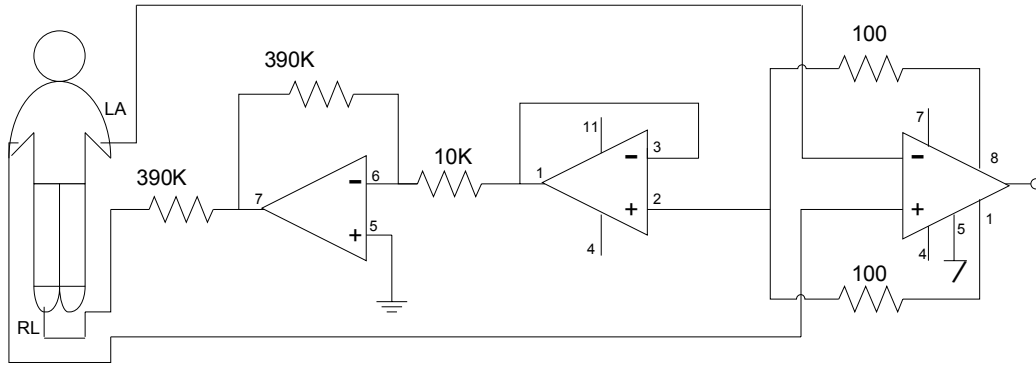
$$R_{eff} = 390K / (1 + 2 * 390K) / 20K \approx 10K \quad (4.8)$$

olarak bulunur ve görüldüğü gibi sağ bacak devresinin efektif direnci deri-elektrot arasındaki direnç değeri ile karşılaştırıldığında oldukça küçüktür.

Sağ bacakta topraklama bulunması durumunda; elektriksel kontak veya sızıntı ihtimalinde, hasta ve toprak arasında beliren yüksek bir gerilim varsa, tehlikeli akımlar hasta üzerinden akacaktır. Böylece devre elektriksel güvenlik açısından oldukça iyi bir devre olarak çalışır. Ayrıca, eğer hastanın sağ bacağı, sağ bacak sürücü devresine bağlanırsa, işlemsel yükseltecinin etkileri azalır ve bu da hastayı topraklamaz, yükseltici de sağ bacağı uzun bir müddet süremez. Direnç hasta ile toprak arasında olursa, değeri MΩ'lar mertebesinde ölçüleceğinden hastayı korumak için yeterli olacaktır. Eğer işlemsel yükseltecinin kazancı büyük seçilirse ve ortak mod gerilimi beklenen büyük değerde olursa, çıkış istemeyerek de olsa bozulacaktır. Beklenmeyen bozulmaların etkilerinden kaçınmak için, sağ bacak sürücü devresinin kazancı ve ortak mod gerilimleri azaltılmalıdır (Yarıkkaya, 2002).



Uygulamasını gerçekleştiren EKG yükseltecinin doğrudan elektrotlar aracılığı ile hastaya takılması Şekil 4.5’de verilmiştir. Bu enstrumantasyon yükselteçli devrede ortak modlu işaretler INA128 entegresine bağlı, kazanç ayarı yapılmasına imkan sağlayan dirençler üzerinden algılanarak bir tampon devresi üzerinden koruma ekranına verilir.



**Şekil 4.5** Sağ bacak sürücüsü ve enstrumantasyon yükselteç katı

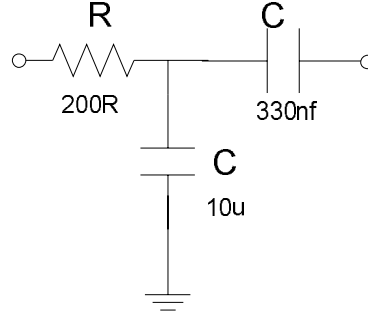
Şekil 4.5’de yardımcı işlemsel yükselteç olarak kullanılan LM324 entegresinin farksal girişine bu işaretin uygulanması ile elde edilen sağ bacak sürücüsü görülmektedir. Bu durumda vücuttan alınan ortak moddaki işaretler vücuda ters fazda uygulanmış ve vücuttaki ortak mod işaretleri azaltılmıştır.

Gerçekleştirilen EKG yükselteç devresi ile vücuttan çeşitli EKG işaretleri alınmıştır. Başlangıçta deri yüzeyinde  $\mu\text{V}$  seviyesinde olan bu sinyaller yaklaşık olarak 500 kat yükseltilmiştir.

#### 4.1.3 Filtre Devreleri

EKG işaretinin vücuttan elektrotlar yardımıyla alınıp yükselteç devresi ile yükseltilmesinden sonra EKG sinyalini ifade ettiğimiz Q, R, S, T dalgaları henüz gözlenmemiştir. Her ne kadar gürültü sağ bacak sürücüsüyle engellenmiş olsa da sinyal sınırlı bir bant aralığında olmadığından sinyalde keskin bir genlik görülmemektedir. 0.05 ve 105 Hz’lik bant aralığına sahip EKG sinyalini elde edebilmek için gerekli filtreler sağ bacak sürücüsünden sonra eklenerek EKG sinyal oluşumu gözlenir.

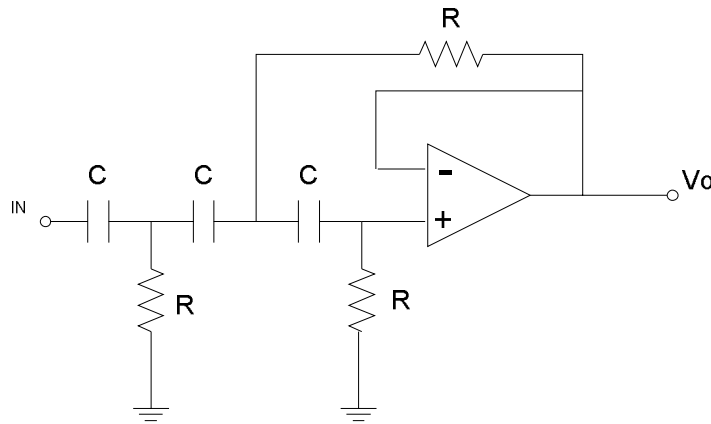
Tasarlanan devrede ön yükselteç çıkışından sonra elektrotlardan kaynaklanan gürültüyü bastırmak ve aynı zamanda DC gürültüyü engellemek için küçük bir filtre eklenmiştir (Şekil 4.6).



**Şekil 4.6** DC bastırma filtresi

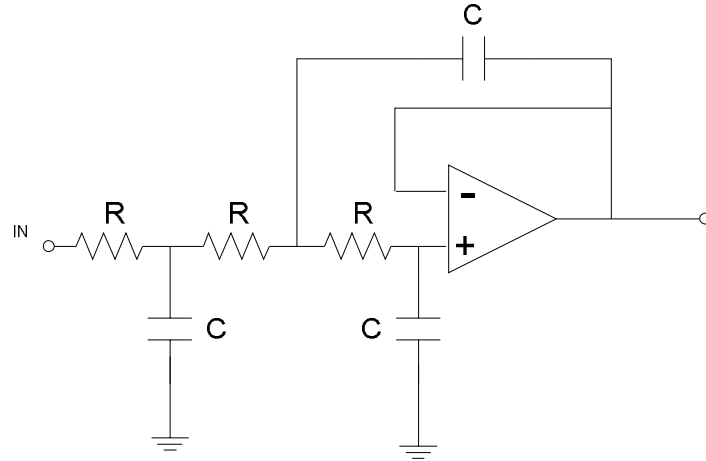
Yüksek geçiren filtre, belirli bir kesim frekansının altındaki frekansları zayıflatan ve kesim frekansının üstündeki frekansları geçiren bir filtre devresidir (Alçak geçiren bir filtrenin tam tersi işlev). Gerçekte aralarındaki fark sadece filtre, kapasitör ve dirençlerin yer değiştirmiş olmasıdır.

Sağ bacak çıkışından elde edilen sinyal küçük DC bastırma filtresinden geçirilerek 3. dereceden bir yüksek geçiren filtre devresinden geçirilir (Şekil 4.7). Bu filtre ile sistemin alt kesim frekansı 0.05 Hz belirlenmiş olur. Böylece sisteme etki edecek alt kesim frekansının altındaki gürültü işaretleri bastırılmış olur.



**Şekil 4.7** Yüksek geçiren filtre devresi

EKG işareti yüksek geçiren filtreden sonra bant geçiren filtrenin ikinci bölümü olan 3. dereceden alçak geçiren bir filtreden geçirilir (Şekil 4.8). Bu filtre ile sistemin üst kesim frekansı 105 Hz belirlenmiş olur. Belirlenen üst kesim frekansının üzerinde frekansa sahip olan işaretler burada bastırılır (Tedesche, 1979).



**Şekil 4.8** Alçak geçiren filtre devresi

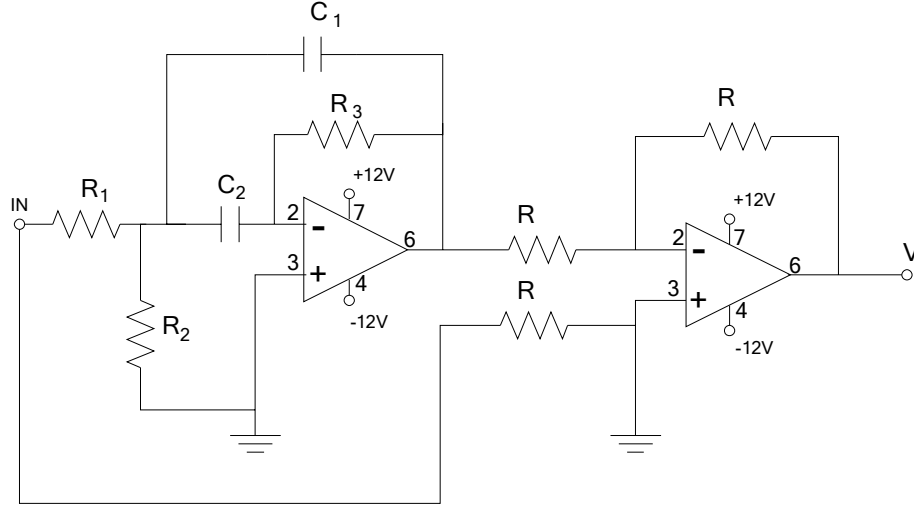
Biyopotansiyel sinyallerin vücuttan alınması ve işlenmesinde muhtemel çoğu ortak problem güç hattı parazitidir. Gerek kardiyoverter sisteminin gerekse çevredeki ve hastane odasındaki diğer cihazların güç gereksinimini karşılamak amacıyla hastanenin zemin ve duvarlarında güç hatlarına rastlanabilir. 50 Hz şebeke gürültü sinyallerini ve ortak mod sinyallerini gidermeye çalışan sağ bacak sürücüsü, farksal yükseltme metodlarının kullanılmasına rağmen yinede düşük genlikli sinyalleri bozmaktadır (Prudchi ve Norris, 2004).

EKG sinyalinin vücuttan alınıp yükseltildikten sonra net bir şekilde görülmesi için, 50 Hz'lik şebeke frekanslı bu gürültülerin de zayıflatılması gerekmektedir. EKG'nin bu gürültülerden arındırılması için notch filtre devresi kullanılır.

Notch filtre devresi, alçak ve yüksek geçiren filtrenin ardarda bağlanması ile gerçekleştirilebilir. Notch filtre tasarımının diğer bir yolu ise; 50 Hz'lik dar bantlı bir band geçiren filtre yapmak, filtrenin giriş sinyalinden çıkış sinyalini çıkartmaktır. Notch filtresinin geçen bandındaki frekanslar için band geçiren filtre kısmının çıkışı sıfıra yakındır. Bu nedenle giriş, çıkışı eşit değerde sürmek için toplayıcı devresine

bir direnç üzerinden gönderilir. Böylece notch filtresinin alt ve üst geçen bantların her ikisinde de giriş çıkışa eşit olur. Bu şekilde istenen frekans bandı zayıflatılabilir.

Gerçekleştirilen 50 Hz'lik çentik filtre devresi Şekil 4.9'da görülmektedir.



Şekil 4.9 Band durduran-çentik filtre devresi

Bu devrede  $R_1=R$ ,  $R_3=2R$ ,  $R_2=R_r$ ,  $R=10K$  ve  $C_1=C_2$  dir.  $R_r$  Eş. 4.11'de hesaplanır.

50 Hz'lik Band Durduran (Butterworth) filtrenin tasarımı iki adımda gerçekleştirilir. Aynı rezonans frekansına, band genişliğine ve bundan dolayı da aynı Q değerine sahip bir bant geçiren filtre tasarlanır. R için eşit direnç değerleri (genellikle  $R=10K$  seçilir.) seçerek çıkışa bir evirici toplayıcı bağlanır.

Bandgenişliği (B) Hz olarak R direnci ve iki (benzer) C kapasitörü vasıtasıyla bulunur (Eş. 4.9).

$$B = \frac{0.1591}{RC} \quad (4.9)$$

Burada,

$$B = \frac{f_r}{Q} \quad (4.10)$$

R giriş direncinin iki katı değerindeki geri besleme direnci (2R) değerinde  $f_r$ 'de sağlanan maximum kazanç değeri seçilen direnç değerlerine göre 1'dir.

Rezonans frekansı ( $f_r$ ), aşağıdaki eşitlikten bulunan  $R_r$  direnci vasıtasıyla bulunur (Eş. 4.11).

$$R_r = \frac{R}{2Q^2 - 1} \quad (4.11)$$

Eğer devre için eleman değerleri verilmiş ise rezonans frekansı aşağıdaki Eş. 4.12'den hesaplanabilir.

$$f_r = \frac{0.1125}{RC} \sqrt{1 + \frac{R}{R_r}} \quad (4.12)$$

Kesim frekansı 50 Hz, kalite faktörü  $Q=2$  olan bir band geçiren filtre tasarımında, C kapasitörü genellikle 0.001-0.1  $\mu F$  arasında seçilir.

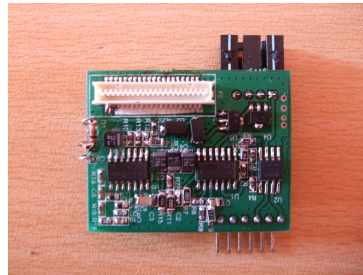
Devrede  $R_1=R$ ,  $R_3=2R$ ,  $R_2=R_r$  ve  $C_1=C_2$  Eş.4.10'de yerine yazılır ise B,

$$B = \frac{f_r}{Q} = \frac{50}{2} = 25 \text{ Hz}$$

olarak elde edilir.

Yukarıdaki formüller kullanılarak istenilen çentik hesaplaması gerçekleştirilir. Tasarımda gerçekleştirilen notch filtre devresi, yukarıda belirtilen formüller doğrultusunda  $BW=2$  alınarak 49-51Hz frekans aralığında kullanılmaktadır.

Vücuttan elktrotlar ile alınarak filtreler yardımıyla yükseltile EKG sinyalini gözleyebileceğimiz EKG algılayıcı kartı Şekil 4.10'da verilmiştir. EKG kartı düğümlere yerleştirilen algılayıcı birimi olarak görev yapmaktadır.



**Şekil 4.10** Giyilebilir EKG kartı

Şekil 4.10’da verilen giyilebilir EKG kartı Bölüm 4.2’de anlatılan EKG blok diyagramının uygulmasıdır. Kart üzerinde kaynak gerilimi ve elektrot bağlantıları için bağlantı uçları görülmektedir.

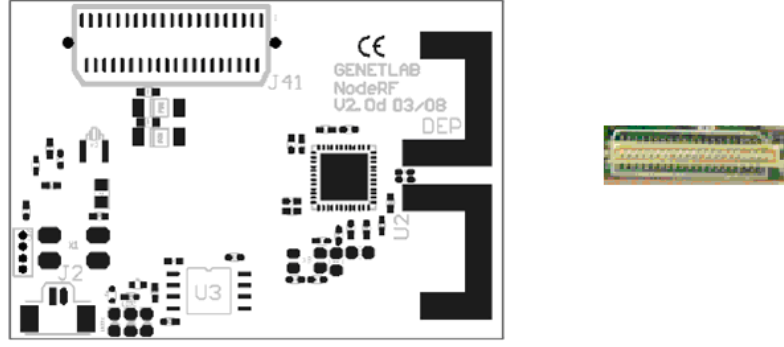
#### 4.1.4 Kablosuz Algılayıcı Ağlar İçin Kalp Algılayıcı Bağlantısı

Uygulamada kullanılması uygun Kablosuz Algılayıcı Ağ modülü, Genetlab firmasının üretmiş olduğu senseNode (algılayıcı düğüm) isimli düğümlerden ve ayrı bir USB bağlantılı programlayıcıdan oluşmaktadır. Bu tasarım Şekil 4.11’da verilmektedir.



**Şekil 4.11** USB programlayıcı ve SenseNode v1.3 algılayıcı düğümü

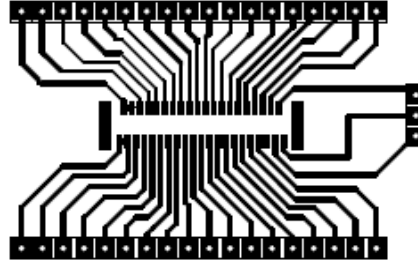
Giyilebilir EKG devresi Kablosuz Algılayıcı Düğümde algılayıcı görevini üstleneceğinden tasarım aşamasında Algılayıcı Düğüm üzerinde bulunan giriş soketi dikkate alınmıştır. SenseNode üzerinde bulunan 41 pinli soket, programlayıcıyla bağlantı kurmayı sağlamaktadır. Programlama durumunda senseNode doğrudan USB programlayıcı devre üzerine soket yardımıyla takılır, ayrıca her bir düğüm üzerinde bu soketler çift taraflı yerleştirilmiştir. İstenilen herhangi bir algılayıcı bağlantısı diğer yüzeydeki soket aracılığıyla sağlanmaktadır. Şekil 4.12’de soketin şekli ve yerleşim noktası verilmiştir.



**Şekil 4.12** Sensenode baskı devresi ve üzerinde kullanılan soket

Baskı devre üzerinde girişleri bulunan soketin çift yüzeyde olması her iki taraf için algılayıcı tasarlanabileceğini göstermektedir. Bu nokta dikkate alınarak giyilebilir EKG algılayıcısı üzerine soket uygun şekilde yerleştirilmiştir.

ADC girişin kontrolünü sağlamak ve kaynak gerilimlerini kontrol edebilmek için Şekil 4.13'de görülen bir soket devresi oluşturulmuştur. Bu devre EKG devresinin düğüme bağlantısı durumunda oluşabilecek hataların önceden tespit edilmesini sağlamıştır.



**Şekil 4.13** 41 Pin'li soket baskı devresi

Gerekli uç bağlantıları öğrenildikten sonra soket EKG cihazına eklenmiştir. Böylece tasarımını ve uygulamasını yaptığımız giyilebilir EKG algılayıcısının düğümle bağlantısı sağlanarak sinyal iletimine hazır hale getirilmiştir.

## 4. 2 Kablosuz Algılayıcı Dügümde Verici Uygulaması

Kalp sinyallerinin kablosuz iletim aşamasında verici alıcı sistem aynı donanım birimlerinin farklı programlanmasıyla geliştirilmiştir. Tercih edilen Genetlab firmasının SenseNode isimli algılayıcı düğümü, 10 KB ana bellek içeren 16 bit RISC mimarisine sahip MSP430 Mikrodenetleyicisini kullanmaktadır.

SenseNode düğümü 2.4GHz IEEE 802.15.4 / Zigbee standardı RF alıcı vericisi bulduran CC2420 entegresinikullanmaktadır. SenseNode isimli düğümlerin programlanabilmesi için kullanılabilcek işletim sistemleri TinyOS ve Genetlab tarafından özel geliştirilen Genos'dur. Genos, C programlama dili kullanılarak geliştirilmiştir.

Gerçekleştirilen uygulamada TinyOS işletim sistemi kullanılmıştır. Eclipse derleyicisi üzerinde NesC programlama dili kullanılarak her bir düğümün veriyi işlemesi, sinyal iletebilmesi için programlanması gerçekleştirilmiştir.

TinyOS bileşenleri kullandıkları arayüzler üzerinden birbirlerine bağlanır. Programda bileşenlerin ve arayüzlerin isimleri uygulama dosya isimleri ile aynı olur. Bileşenler arası çift yönlü etkileşim bulunur.

Sistemde kullanılan verici düğüm öncelikle EKG verilerini ADC girişlerinden alır. ADC girişlerinden birine uygulanan analog sinyal verici düğüm içerisinde dijital forma dönüştürülür ve belirtilen band aralığında ortama yayılır. Bu doğrultuda programda ADC giriş ucu seçiminde MSP430GeneralIO ve Aktivate arayüzleri kullanılarak Algılayıcı Dügüm'ün 21. Port'u aktif seçilmiştir. Bu arayüzün kullanıldığı program parçası aşağıda verilmiştir.

```
configuration ActivateAcc {
    provides interface Activate;
}
implementation {
    components ActivateAccM, MSP430GeneralIO;
    Activate = ActivateAccM;
    ActivateAccM.Port21 -> MSP430GeneralIO.Port21;
}
```

Dügüm içerisine 21. Porttan EKG sinyalleri algılanmıştır. İletim için verici katında kullanılan arayüzler "Main, OscilloscopeM, TimerC, Leds, AccmeterC as Sensor, GenericComm as Comm, ActivateAcc" olarak belirlenmiştir. Radyo frekansları yardımıyla iletilen 8 bit'lik veri 57600 baud rate (1 sn'de iletilen veri



adedi) olarak aktarılmıştır. Kütüphanede bulunan programda kullanılan örnek arayüzlerden bazıları aşağıda verilmiştir.

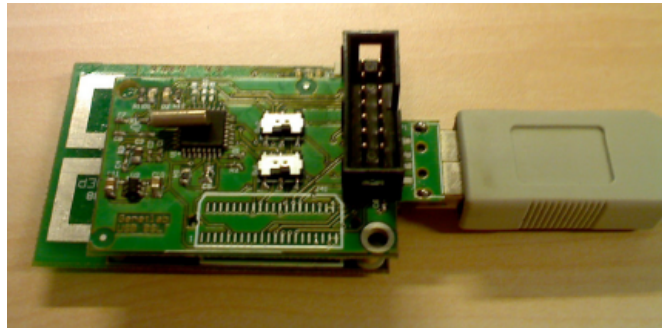
```
interface Timer {
command result_t start(char type, uint32_t interval);
command result_t stop();
event result_t fired();
}

interface Leds {
async command result_t init();
async command result_t redOn();
async command result_t redOff();
async command result_t redToggle();
async command uint8_t get();
async command result_t set(uint8_t value);
}
```

*Modül* olarak isimlendirilen bileşenler bir gerçekleştirim barındırırlar. Modüller sundukları arayüzlerin C dili ile gerçekleştirimlerini yine kullandıkları arayüzler ile sağlamaktadırlar. *Provides* ile sunulan arayüzler belirtilir. *Configuration*, yapılandırıcı olarak isimlendirilen bileşenler ise diğer bileşenleri bağlayan bileşenlerdir. *Implementation* kısmındaki C kodu arayüzleri çağırır. *Command* ile komutlar belirtilir. *Call* ile çağırımlar yapılır. Ek 3’de programın detayı verilmiştir.

### 4.3 Kablosuz Algılayıcı Düğümde Alıcı Uygulaması

Kablosuz Algılayıcı Düğümlerin programlanmasıyla oluşturulan alıcı katı vericiden gelen sinyalleri RF yardımıyla alarak bilgisayarın USB girişine aktarmaktadır. Şekil 4.14’de USB programlayıcı bağlantısı verilmiştir.

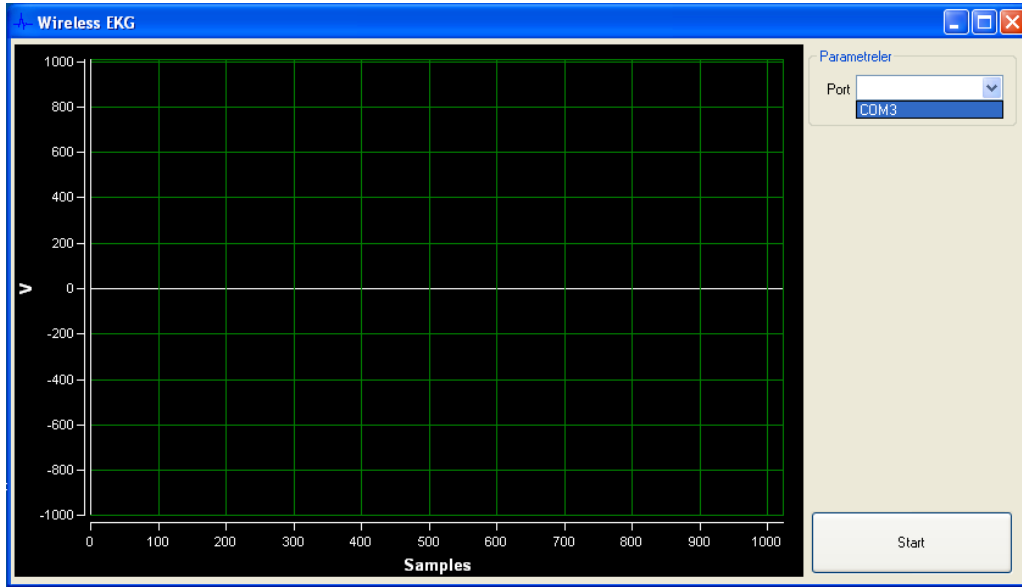


Şekil 4.14 Sensenode’un USB programlayıcısıyla bağlantısı

Veri işlemek için alıcı katında kullanılan arayüzler “Main, StdControl, UARTControl, RadioControl, Leds, olarak belirlenmiştir. Radyo frekansları yardımıyla alınan sinyaller 8 bit’lik veriler şeklinde işlenir ve kullanılan arayüzler yardımıyla USB girişe aktarılır. Programda kullanılan örnek bir arayüz programı aşağıda verilmiştir.

```
interface Radio {
command result_t txBit(uint8_t data);
command result_t txMode();
command result_t rxMode();
command result_t setBitRate(char level);
event result_t txBitDone();
event result_t rxBit(uint8_t bit);
}
```

Kablosuz Algılayıcı Düğüm tarafından USB girişine aktarılan EKG sinyallerini grafik olarak izlemek için Microsoft Visual Studio derleyicisi kullanılmıştır. Arayüzde belirtilen Porttan 57600 baud rate hızında gelen verinin 500 byte olduğunda ekrana yazdırılmasını sağlar. Bir veri 16 bit’den oluşur ve her verinin süresi 1ms sürer. Şekil 4.15’de EKG grafik arayüzü verilmiştir.



**Şekil 4.15** EKG grafik arayüzü

Bu arayüz sayesinde, veri giriş portu seçilebilir. Şekil 4.15’de gösterilen “COM3” USB giriş portu seçiminin aktif olduğunu belirtir. Dijital olarak alınan verinin genliği dikkate alınarak grafiğe aktarımı gerçekleştirilmiştir.

## 5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR (Uzaktan EKG Ölçümleri)

### 5.1. EKG Ölçümü

Kalp sinyalinin vücuttan algılanması için en uygun bağlantı şekli seçilmiş ve tek kullanımlık elektrotlar kullanılmıştır. Düşük genlikli EKG sinyallerinin iletilmesi için gerekli yükseltmeler kısım 4.1’de anlatıldığı gibi yapılmıştır. EKG sinyalinin bozulmasına yol açabilecek ve gürültü olarak kabul edilen istenmeyen sinyallerin ortadan kaldırılması amacıyla yüksek geçiren, alçak geçiren filtrelerden oluşan bir bant geçiren filtre ve notch (çentik) filtre devreleri kullanılmıştır.

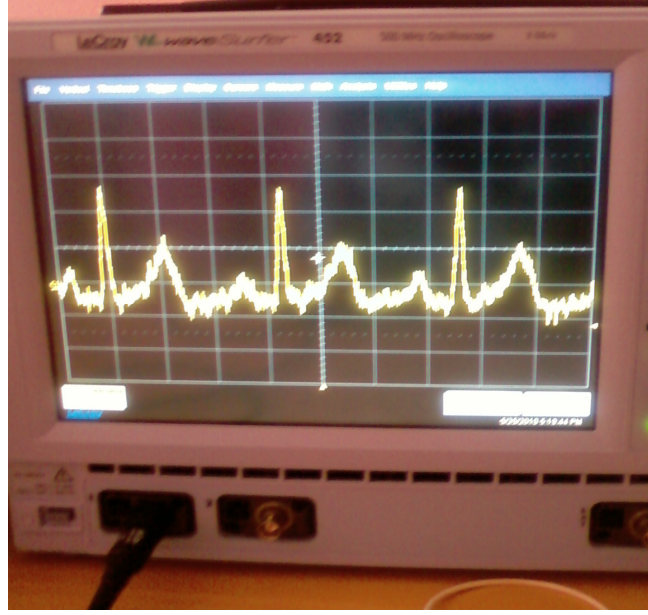
Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen sistemin gürültüden arındırılması için de birtakım önlemler alınmıştır. Alınan bu önlemler aşağıda sıralanmıştır;

- Elektrot - deri arası empedans, jelli elektrot kullanarak artırılmıştır. Bu şekilde temas yüzeyinde oluşabilecek  $\pm 300$  mV’luk bir gürültü gerilimini kısmen önlemiştir.
- Elektrotlar ile hastadan alınan EKG işareti, koaksiyonel kablo vasıtası ile devre girişine uygulanmıştır.
- Yüksek CMRR (Ortak İşaret Bastırma Oranı) ‘ye sahip enstrümantasyon yükselteci kullanılmıştır (INA128).
- Şebeke gürültüsünün önüne geçilmesi için 50 Hz’lik notch filtre tasarımı gerçekleştirilmiştir.
- EKG sinyaline benzer frekanstaki sinyallerin girmesini engellemek için 0.05-150 Hz arasında band geçiren filtre ile bu girişimin önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Yüzey Montaj Teknolojisi ile tasarlanan devrede malzemelerin toleranslarının yüksek olması çıkış sinyalinin gözlenmesinde problemler ortaya çıkarmıştır. İstenilen band aralığında gerçek sinyal elde edilememiştir. Toleransın yüksek olması hesaplanan filtre devrelerinin doğru çalışmasını engellediğinden en uygun değerler birçok direncin birleştirilmesiyle bulunmaya çalışılmıştır. İletim için yeterli denilebilecek bir sinyal elde edildikten sonra giyilebilir EKG devresi Kablosuz Algılayıcı Düğüme bağlanmıştır. Bu aşamada her iki devrede ayrı değerlerde kaynak gerilimi gerektirdiğinden tasarlanan EKG devresi üzerine zener diyotlar eklenerek devreler voltaj değişimlerinden kaynaklanabilecek yanmalara karşı korunmuştur.

Devrelerin ayrı değerlerde kaynak gerektirmeleri sorununu çözmek için, tek bir kaynak regülatör devreleri kullanılarak her iki devre gerilimin sağlamıştır.

Şekil 5.1’de gerçekleştirilen EKG devresi ile iletimden önce alınan işaretlerin osilaskop ekran görünümü verilmektedir.



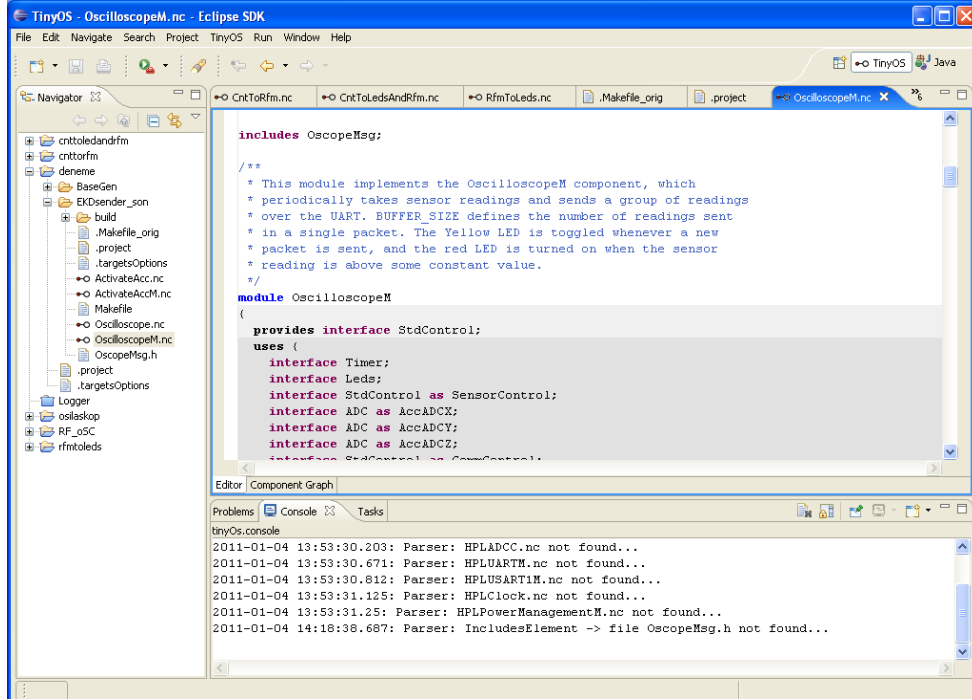
**Şekil 5.1** İletim öncesi EKG sinyali

Şekil 5.1’de giyilebilir EKG algılayıcısının Kablosuz Algılayıcı Ağlara bağlanmadan önceki çıkış sinyalleri verilmiştir. Osilaskopta gözlenen EKG sinyalinde QRS dalgaları izlenebilmektedir.

## 5.2 EKG Sinyallerinin Kablosuz İletimi

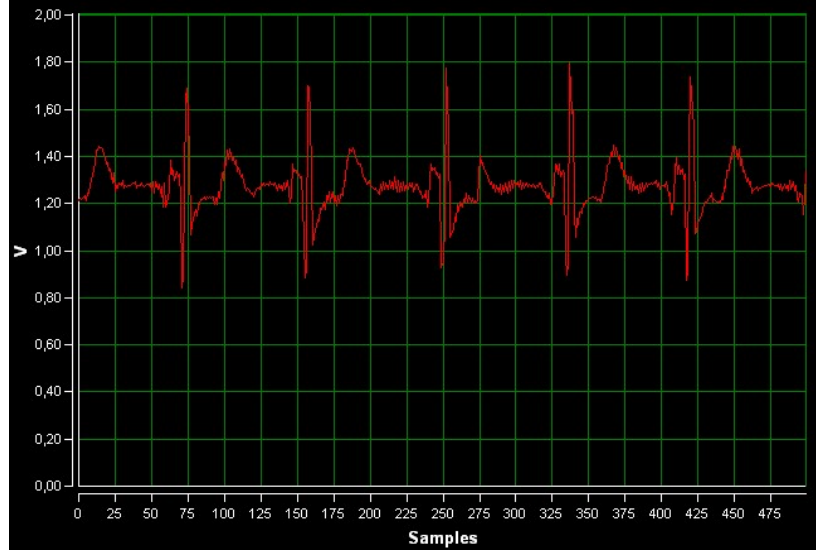
Sinyal iletimi için nesC programlama dilinde bir program yazılmış, bu programla algılayıcı düğümlerin haberleşmeleri kontrol edilmiştir. Böylece düğümler için tasarlanan giyilebilir EKG yardımıyla vücuttan alınan sinyaller, alıcı düğüme aktarılmış ve iletim program doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Her bir düğümün ayrı ayrı programlanması gereklidir. Öncelikle EKG algılayıcısına bağlı olan düğümde veri, ADC girişinden alınıp işlenerek RF katına aktarılır. Veri belirlenmiş bant aralığında ortama yayılır. Farklı programlanması gereken en yakın algılayıcı düğüm ortamda bulunan veriyi RF katından alır ve yine RF katı yardımıyla ortama

yayar. Merkez düğümüne gelen veri direk soket aracılığıyla programlayıcıya bağlanır. Bu yüzden merkez düğüm programında sadece RF dan USB programlayıcıya ileten ayrı bir program yüklenir. Uygulamada gerekli programlar yazılarak ayrı ayrı denemeleri gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.2’de NesC dilini kullanarak programlama oluşturduğumuz Eclipse derleyicisinin görünümü verilmiştir.



Şekil 5.2 Eclipse derleyici görünümü

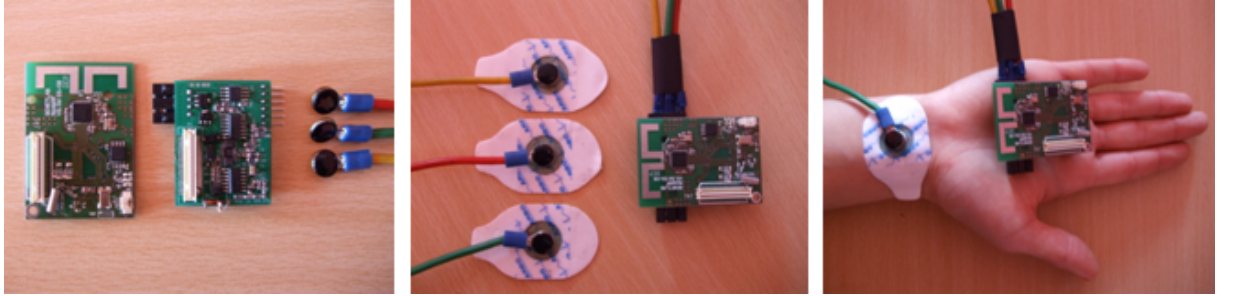
Son olarak merkez düğümüne gelen EKG sinyalinin, USB programlayıcı yardımıyla seri porttan bilgisayara girişi sağlanmıştır. Dijital olarak gelen veriler arayüz yardımıyla hem görüntülenmiş hem de grafiğe çevrilmiştir. Şekil 5.3’de iletim sonrası bilgisayardan izlenen EKG sinyalleri verilmiştir.



**Şekil 5.3** Bilgisayarda izlenen EKG sinyalleri

Şekil 5.3’de izlenen EKG sinyalleri alıcı düğümden verici düğüme eş zamanlı olarak aktarılmıştır. EKG sinyali 0.05 Hz – 105 Hz aralığında Q, R, S, T, noktalarının izlenebileceği şekilde 1,7 V p-p olarak gözlenmiştir.

Şekil 5.4’de KAA ve EKG donanım birimleri ile bağlantı şekilleri verilmiştir.



**Şekil 5.4** KAA ve EKG Donanımı

Şekil 5.4’de EKG Sinyallerinin kablosuz iletimini gerçekleştirdiğimiz donanım birimleri verilmiştir. EKG kartı ve Algılayıcı Düğüm’ün bağlantı şekli ile birlikte vücuda bağlantıyı sağlayan EKG elektrotları gösterilmiştir.

## 6. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada bir giyilebilir EKG ölçüm cihazı tasarlanmış ve hasta EKG verileri, bir Kablosuz Algılayıcı Ağ ile iletilmiştir. Bu yolla hastaların rahat hareket edebilmesi için kablo zorunluluğu ortadan kaldırılmış ve doktorun bulunduğu yerden EKG sinyallerini izlemesi sağlanmıştır.

Gerçekleştirilen sistem bir hastane ortamında hastanın EKG verilerini doktorun kullandığı bir bilgisayara kablosuz olarak aktarabilmektedir. Böylece hastanın kabloların olmadığı bir sistemde uzak takibi sağlanmıştır.

Giyilebilir EKG cihazı üç kanal girişli olarak tasarlanmış ve hasta üzerinde hareketi engellemeyecek uygun bir yer seçilerek Kablosuz Algılayıcı Düğüm ile EKG sinyal aktarımı denenmiştir. Verici Düğümde Algılayıcı katını oluşturan Giyilebilir EKG devresi ölçüm sonuçlarını, alıcı düğüm sayesinde merkez bilgisayara anlık olarak aktarımı sağladığı görülmüştür. İletim mesafesi uygulamalı olarak değerlendirilmiş, gerektiğinde ara algılayıcı düğümlerin eklenerek mesafenin genişletilebileceği belirtilmiştir. Kablosuz Algılayıcı Düğümlerin kısıtlı kaynak gerilimi problemi, giyilebilir EKG algılayıcısında verici düğüme bağlanması nedeniyle daha büyük problem oluşturur. Bu nedenle düğümlerde kullanılan kalem piller yerine, gerilim değeri daha yüksek pil seçilmiş ve pil ömrü çekilen akım değerine göre hesaplanmıştır.

Yapılan denemelerde vücut üzerinden alınan EKG sinyali, öncelikle osilaskop ile görüntülenmiştir. İletim sonrası veri USB girişinden bir arayüz programına alınarak grafiğe dönüştürülmüş; bu EKG sinyalleri vücuttan alınan sinyallerle karşılaştırılmış ve doğruluğu sınanmıştır.

Bu çalışma, aynı anda birden fazla hasta ile ilgilenilmesi gereken hastane ortamında bir noktadan takip işlemini gerçekleştirebilir. Ayrıca bu çalışmada tasarlanan EKG algılayıcısına benzer diğer biyolojik sinyal algılayıcıları tasarlanarak KAA sistemi ile iletim gerçekleştirilebilir.

## KAYNAKLAR

- Acartürk E., 2001. Pratik Elektrokardiyografi, Kare Yayınları, Adana, 47 p.
- Akman E., *Pic Kontrollü Kardiyoverter Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, 2007.
- Akyıldız I. F., Su. W, Sankarasubramaniam Y., Cayirci E, 2002, Wireless Sensor Networks, A Survey Elsevier Computer Networks, Communications Dergisi, pp. 102 – 114.
- Aman A. Al-Imarı K., Rashid M., 200., Telemetry Based System for Measurement and Monitoring of Biomedical Signals, Proceedings of The 3rd IEEE International Workshop on System-on-Chip for Real-Time Applications, Calgary Canada.
- Aslantaş, V., R. Kurban, 2006. Cep Bilgisayarı (PDA) Tabanlı Taşınabilir Kablosuz Elektrokardiyogram İzleme Ve Alarm Sistemi, Elektrik, Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, Bursa, pp. 288-292.
- Atar E., 1993. EKG Bilgisi, Atlas Kitapçılık Yayınevi, İstanbul, 61 p.
- Bilgen O., Demirer M., *Kablosuz Sensor Ağlar'ın Düğüm Davranış Senaryoları*, Yüksek Lisans Tezi, Bahçeşehir Üniversitesi, 2007.
- Binkley P.F., 2003, Predicting the potential of wearable technology, Engineering in Medicine and Biology Dergisi, IEEE Sayı: 22 No: 3.
- Bronzino J.D., 2003. The Biomedical Engineering Handbook, Principles of Electrocardiography, Crc Press, 94 p.
- Coughlin Robert F., Driscoll Fredrick F., 1991. Operational Amplifiers and Linear Integrated Circuits, Prentice Hall- Gale, 502 p.
- Durmuş M.Ünal, *EKG Sinyallerinde Risk sınıflandırması Yazılımlı USB Tabanlı Taşınabilir Yüksek Çözünürlüklü EKG Cihazı*, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, 2003.
- Eşme E., *Uzaktan Kontrol Edilebilen Bir Kalp Cihazı Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2006.
- Fard D.J., *Sayısal Nabız Sayıcı EKG Yükselteci Tasarım ve Yapımı*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, 1989.
- Fidan U., Güler N.F., 2005, Wireless Transmission of EKG Signal, Springer Science, 30(1), pp. 231-235.
- Gomez P., 2002. EKG Signal Processing : An Algorithm to detect and align QRS Complexes, Florida International University, Miami, 33 p.
- Güler İ., 2008. Biyomedikal Enstrümantasyon Ders Notları, Ankara, 627 p.
- Genetlab, 2005, Sensenode [online], İstanbul, <http://www.genetlab.com>, [ Ziyaret Tarihi: 3 Ocak 2010].



- Istepanian R.S.H., Jovanov E., Zhang Y.T., 2004, Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Sayı: 8, No: 4.
- Jones F.T., 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, CA, USA, Eylül 1-5.
- Karasulu B., Toker L., Korukoğlu S., *ZigBee – IEEE 802.15.4 Standardı Temelli Kablosuz Algılayıcı Ağlar*, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, 2010.
- Korürek M., 2000. *Biyolojik İşaretlerin Oluşumu ve Algılama Yöntemleri El Kitabı*, İstanbul Teknik Üniversitesi, 48 p.
- Lin Y.H., Jan I.C., Chow P., Chen Y., Wong J.M., Jan G., 2004. A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine, Sayı: 8. No: 4.
- Marr D., *ECG Application Featuring Data Transmission by Bluetooth*, Yüksek lisans Tezi, Queensland Üniversitesi, 2001.
- Melnyk M.D., Silberman J.M., *A Wireless Electrocardiogram System*, Yüksek Lisans Tezi, Cornell University, 2004.
- Milenkovic A., Otto C., Jovanov E., 2006, Wireless Sensor Networks for Personal Health Monitoring: Issues and An Implementation, *Since Direct Computer Communications* 2521-2533, Huntsville, USA.
- Mohammad L., Imad M., 2005. *Handbook of Sensor Networks*, Crc Pres, London, 135 p.
- Otto C., Milenkovic A., Sanders C., Jovanov E., 2006, System Architecture Of A Wireless Body Area Sensor Network For Ubiquitous Health Monitoring, *Journal of Mobile Multimedia*, Sayı: 1, No: 4, pp. 307-326.
- Pathan A. S. K., Hyung-Woo L., Choong S. H., 2006, Security i wireless sensor Networks: issues and challenges, *The 8th International Conference on Advanced Communication Technology*, Icaact, Cilt 2, pp. 20-22.
- Pfizer C, 2000. *EKG El Kitabı*, Current Medical Literature, London, pp. 25-78.
- Prudchi D., Norris M., 2004. *Design And Development Of Medical Electronic Instrumentation*, Wiley Interscience, Hoboken, 450 p.
- Shnayder V., Chen B., Lorincz K., Jones F.T., Welsh M., 2005, *Sensor Networks for Medical Care*, Technical Report TR-08-05, Harvard University, 13 p.
- Thaddeus R. F., Fulford J., Wei G., Welsh M., 2004, A Portable , Low-Power, Wireless Two-Lead EKG System, *Proceedind of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA., 2-5 Eylül 2004.*
- Tedesche F. P., 1979. *The active filter handbook*, Yayın Blue Ridge summit, 1.Baskı, Florida, 182 p.
- TinyOS, 2003, *TinyOS Tutorial* [online], United States, <http://www.tinyos.net>, [ Ziyaret Tarihi: 7 Kasım 2009].

Uçak D., 2003. Elektrokardiyografi, Alfa Yayıncılık, 4.BASKI, Yayın No: 351, İstanbul, 774 p.

Virone G., Wood A., Selavo L., Cao Q., Fang L., Doan T., He R., Stoleru R., Lin S., Stankovic J.A., 2005, An Advanced Wireless Sensor Networks for Health Monitoring. Mobile and Ubiquitous Systems: Networking and Services, 2005. The Second Annual International konferansı, 17-21 Haziran, Los Angeles. Bildiriler: 479 – 481.

William F. Ganong, 2002. Tıbbi Fizyoloji, Türk Fizyolojik Bilimler Derneği, Nobel Tıp Kitabevleri, 20. Baskı, İstanbul, 864 p.

Yarıkkaya S., *Tanı Amaçlı Altı Kanallı Yorumlu EKG Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2002.

Yazgan, E., Korürek, M., 1996. Tıp Elektroniği, İstanbul Teknik Üniversitesi Rektörlüğü Yayın No: 1574, İstanbul, 386 p.

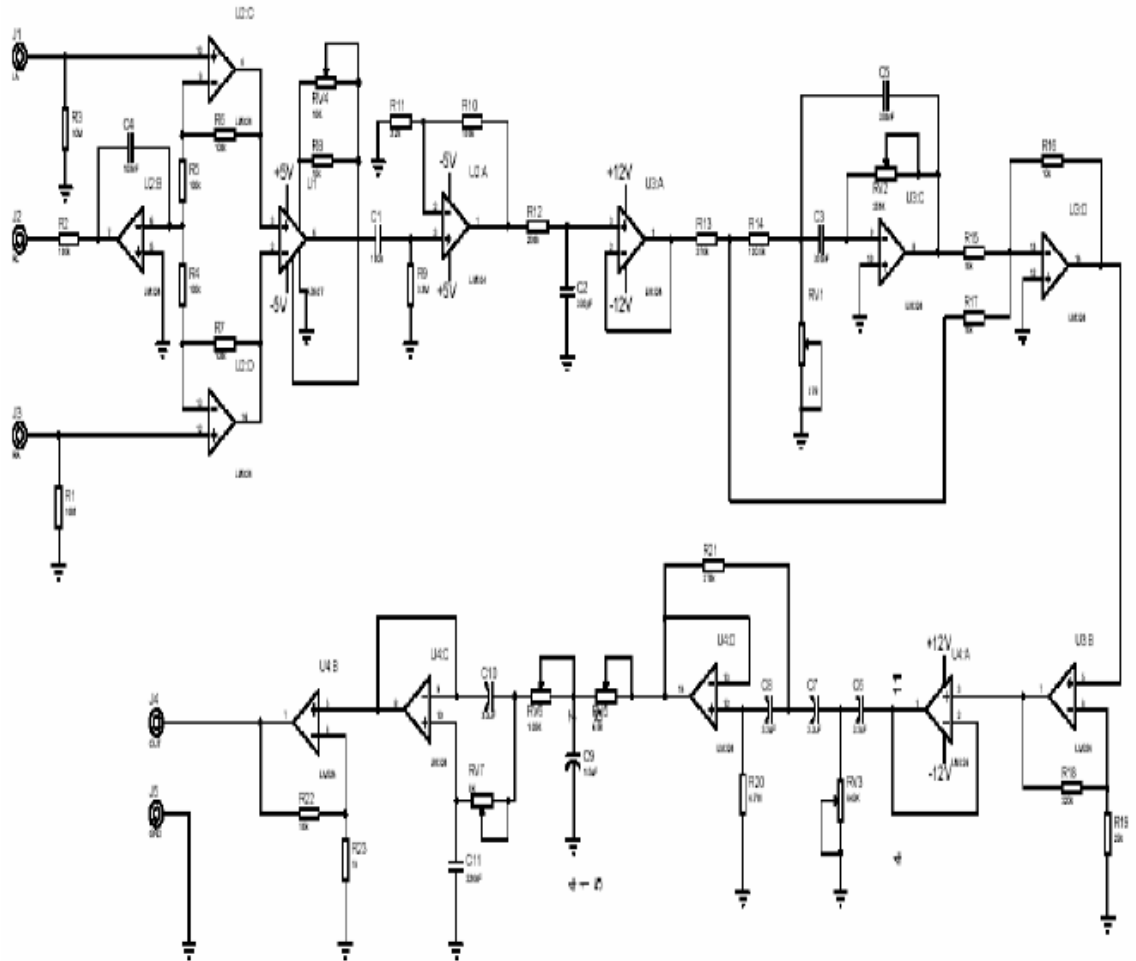
Yıldırım K.S, Kantarcı A., 2010. Kablosuz Algılayıcı Ağlar İçin TinyOS İle Uygulama Geliştirme. *Muğla Üniversitesi Akademik Bilişim 2010*, 10-12 Şubat 2010.

Yılmaz E., 1999. Uzayda Olsanızda Sağlığınız Denetim Altında, Bilim Teknik Dergisi, Mart(3), No: 336, pp. 50-52.

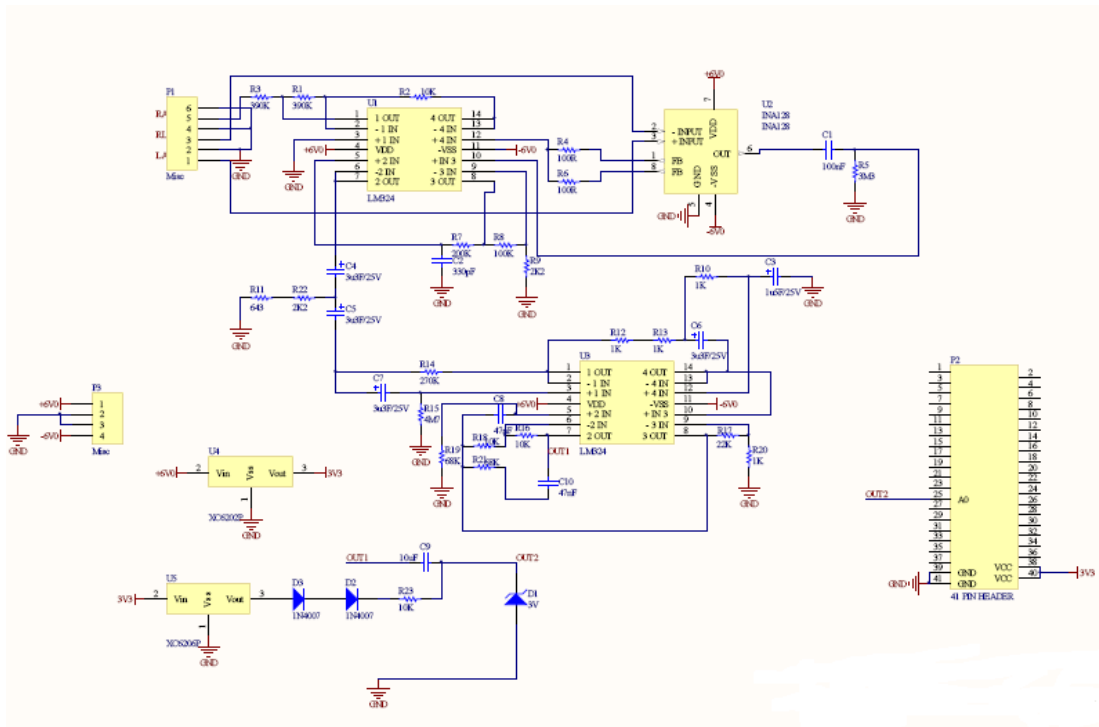
Yuce M. R., Ng P.N., CLee . K., Khan J.Y., Liu W., 2007. A Wireless Medical Monitoring Over a Heterogeneous Sensor Network, in *the 29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBC07)*, 5894-5898 p.

## EKLER

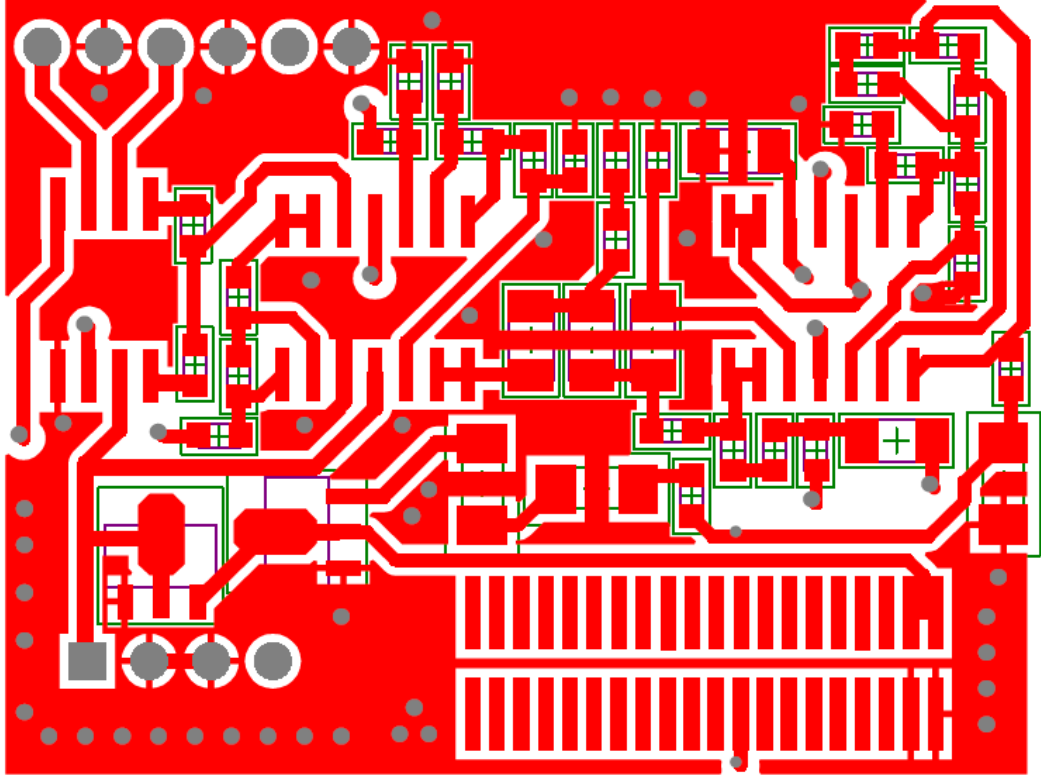
## Ek 1. EKG Devresi Elektronik Devre Şeması



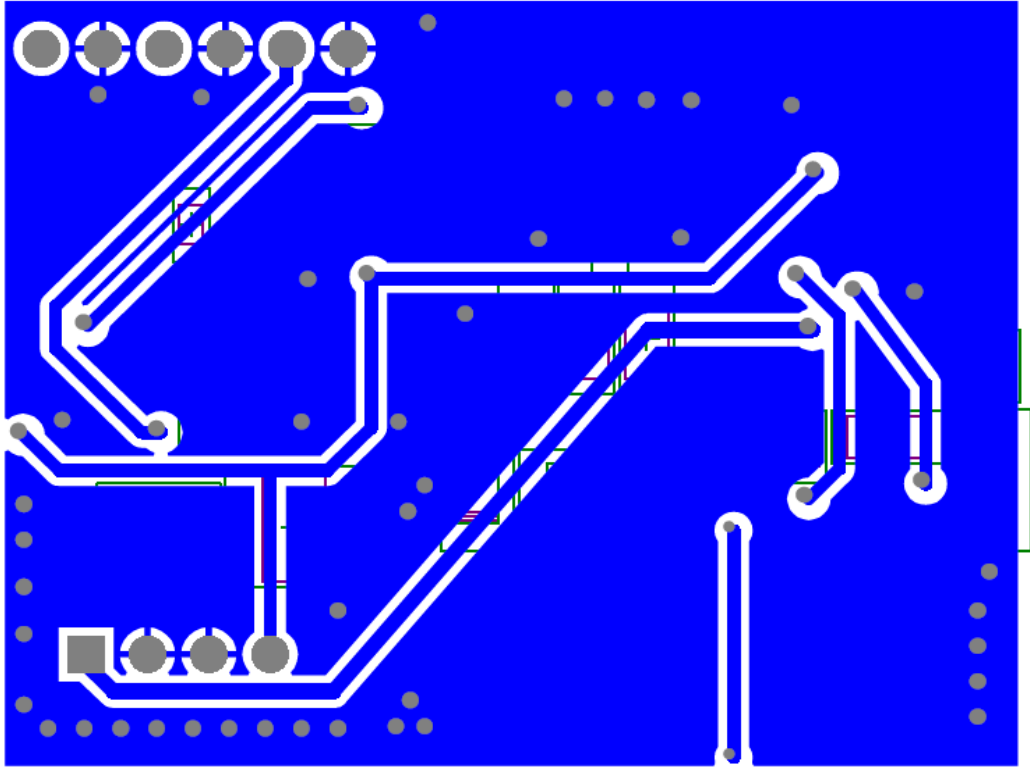
Şekil E.1 EKG yükselteci açık devre şeması



Şekil E.2 EKG yükselteci PCB aktarım devre şeması

**Ek 2 EKG Kartı Baskı Devre Şeması**

a) Yüzey 1



b) Yüzey 2

**Şekil E.3** EKG yükselteci baskı devre şeması (Yüzey 1-2)

### Ek 3. Verici Düğüm Programı

```

-configuration ActivateAcc {
    provides interface Activate;
}
implementation {
    components ActivateAccM, MSP430GeneralIOC;

    Activate = ActivateAccM;
    ActivateAccM.Port21 -> MSP430GeneralIOC.Port21;
}

-configuration Oscilloscope { }
implementation
{
    components Main, OscilloscopeM
        , TimerC
        , LedsC
        , AccmeterC as Sensor
        , GenericComm as Comm
        , ActivateAcc;
    Main.StdControl -> OscilloscopeM;
    Main.StdControl -> TimerC;
    OscilloscopeM.Timer -> TimerC.Timer[unique("Timer")];
    OscilloscopeM.Leds -> LedsC;
    OscilloscopeM.SensorControl -> Sensor;
    OscilloscopeM.AccADCX -> Sensor.AccADCX;
    OscilloscopeM.AccADCY -> Sensor.AccADCY;
    OscilloscopeM.AccADCZ -> Sensor.AccADCZ;
    OscilloscopeM.Activate -> ActivateAcc;
    OscilloscopeM.CommControl -> Comm;
    OscilloscopeM.ResetCounterMsg ->
Comm.ReceiveMsg[AM_OSCOPERESETMSG];
    OscilloscopeM.DataMsg -> Comm.SendMsg[AM_OSCOPEMSG];
-module OscilloscopeM
{
    provides interface StdControl;
    uses {
        interface Timer;
        interface Leds;
        interface StdControl as SensorControl;
        interface ADC as AccADCX;
        interface ADC as AccADCY;
        interface ADC as AccADCZ;
        interface StdControl as CommControl;
        interface SendMsg as DataMsg;
        interface ReceiveMsg as ResetCounterMsg;
        interface Activate;
    }
}
implementation
{
    int8_t sequence;
    uint8_t XpacketReadingNumber;
    uint8_t YpacketReadingNumber;
    uint8_t ZpacketReadingNumber;
    uint16_t XreadingNumber;
    uint16_t YreadingNumber;
    uint16_t ZreadingNumber;
}

```

```

TOS_Msg Xmsg[2];
TOS_Msg Ymsg[2];
TOS_Msg Zmsg[2];
uint8_t XcurrentMsg;
uint8_t YcurrentMsg;
uint8_t ZcurrentMsg;
/**
 * Used to initialize this component.
 */
command result_t StdControl.init() {
    call Leds.init();
    call Leds.yellowOff(); call Leds.redOff(); call Leds.greenOff();
    //turn on the sensors so that they can be read.
    call SensorControl.init();
    call CommControl.init();
    atomic {
        sequence = 0;
        XcurrentMsg = 0;
        XpacketReadingNumber = 0;
        XreadingNumber = 0;
        YcurrentMsg = 0;
        YpacketReadingNumber = 0;
        YreadingNumber = 0;
        ZcurrentMsg = 0;
        ZpacketReadingNumber = 0;
        ZreadingNumber = 0;
    }
    dbg(DBG_BOOT, "OSCOPE initialized\n");
    return SUCCESS;
}
/**
 * Starts the SensorControl and CommControl components.
 * @return Always returns SUCCESS.
 */
command result_t StdControl.start() {
    call SensorControl.start();
    call Timer.start(TIMER_REPEAT, 10);
    call CommControl.start();
    call Activate.enable();
    return SUCCESS;
}
/**
 * Stops the SensorControl and CommControl components.
 * @return Always returns SUCCESS.
 */
command result_t StdControl.stop() {
    call SensorControl.stop();
    call Timer.stop();
    call CommControl.stop();
    call Activate.disable();
    return SUCCESS;
}
task void XdataTask() {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Xmsg[XcurrentMsg].data;
        XpacketReadingNumber = 0;
        pack->lastSampleNumber = XreadingNumber;
    }
}

```

```

pack->channel = 1;
pack->sourceMoteID = TOS_LOCAL_ADDRESS;
/* Try to send the packet. Note that this will return
 * failure immediately if the packet could not be queued for
 * transmission.
 */
if (call DataMsg.send(TOS_BCAST_ADDR, sizeof(struct OscopeMsg),
                    &Xmsg[XcurrentMsg]))
    {
        atomic {
            XcurrentMsg ^= 0x1;
        }
        call Leds.yellowToggle();
    }
}
task void YdataTask() {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Ymsg[YcurrentMsg].data;
        YpacketReadingNumber = 0;
        pack->lastSampleNumber = YreadingNumber;
    }
    pack->channel = 2;
    pack->sourceMoteID = TOS_LOCAL_ADDRESS;
    /* Try to send the packet. Note that this will return
     * failure immediately if the packet could not be queued for
     * transmission.
     */
    if (call DataMsg.send(TOS_BCAST_ADDR, sizeof(struct OscopeMsg),
                        &Ymsg[YcurrentMsg]))
        {
            atomic {
                YcurrentMsg ^= 0x1;
            }
            call Leds.yellowToggle();
        }
}
task void ZdataTask() {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Zmsg[ZcurrentMsg].data;
        ZpacketReadingNumber = 0;
        pack->lastSampleNumber = ZreadingNumber;
    }
    pack->channel = 3;
    pack->sourceMoteID = TOS_LOCAL_ADDRESS;

    /* Try to send the packet. Note that this will return
     * failure immediately if the packet could not be queued for
     * transmission.
     */
    if (call DataMsg.send(TOS_BCAST_ADDR, sizeof(struct OscopeMsg),
                        &Zmsg[ZcurrentMsg]))
        {
            atomic {
                ZcurrentMsg ^= 0x1;
            }
            call Leds.yellowToggle();
        }
}

```



```

}
/**
 * Signalled when data is ready from the ADC. Stuffs the sensor
 * reading into the current packet, and sends off the packet when
 * BUFFER_SIZE readings have been taken.
 * @return Always returns SUCCESS.
 */
async event result_t AccADCX.dataReady(uint16_t data) {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Xmsg[XcurrentMsg].data;
        pack->data[XpacketReadingNumber++] = data;
        XreadingNumber++;
        dbg(DBG_USR1, "data_event\n");
        if (XpacketReadingNumber == BUFFER_SIZE) {
            post XdataTask();
        }
    }
    if (data > 0x0300)
        call Leds.redOn();
    else
        call Leds.redOff();
    return SUCCESS;
}

async event result_t AccADCY.dataReady(uint16_t data) {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Ymsg[YcurrentMsg].data;
        pack->data[YpacketReadingNumber++] = data;
        YreadingNumber++;
        dbg(DBG_USR1, "data_event\n");
        if (YpacketReadingNumber == BUFFER_SIZE) {
            post YdataTask();
        }
    }
    if (data > 0x0300)
        call Leds.redOn();
    else
        call Leds.redOff();
    return SUCCESS;
}

async event result_t AccADCZ.dataReady(uint16_t data) {
    struct OscopeMsg *pack;
    atomic {
        pack = (struct OscopeMsg *)Zmsg[ZcurrentMsg].data;
        pack->data[ZpacketReadingNumber++] = data;
        ZreadingNumber++;
        dbg(DBG_USR1, "data_event\n");
        if (ZpacketReadingNumber == BUFFER_SIZE) {
            post ZdataTask();
        }
    }
    if (data > 0x0300)
        call Leds.redOn();
    else
        call Leds.redOff();

    return SUCCESS;
}

```

```

}

/**
 * Signalled when the previous packet has been sent.
 * @return Always returns SUCCESS.
 */
event result_t DataMsg.sendDone(TOS_MsgPtr sent, result_t success)
{
    return SUCCESS;
}
/**
 * Signalled when the clock ticks.
 * @return The result of calling ADC.getData().
 */
event result_t Timer.fired() {
    if(sequence%3==0)
        call AccADCX.getData();
    //else if (sequence%3==1)
    //    call AccADCY.getData();
    //else
    //    call AccADCZ.getData();

    ///sequence++;
    sequence=0;
return SUCCESS;
}
event TOS_MsgPtr ResetCounterMsg.receive(TOS_MsgPtr m) {
    atomic {
        XreadingNumber = 0;
        YreadingNumber = 0;
        ZreadingNumber = 0;
    }
    return m;
}
}

```

#### Ek 4. Alıcı Düğüm Programı

```

configuration GenericBase {
}
implementation {
  components Main, GenericBaseM, RadioCRCPacket as Comm,
  UARTNoCRCPacket, LedsC;
  Main.StdControl -> GenericBaseM;
  GenericBaseM.UARTControl -> UARTNoCRCPacket;
  GenericBaseM.UARTSend -> UARTNoCRCPacket;
  GenericBaseM.UARTReceive -> UARTNoCRCPacket;
  GenericBaseM.RadioControl -> Comm;
  GenericBaseM.RadioSend -> Comm;
  GenericBaseM.RadioReceive -> Comm;
  GenericBaseM.Leds -> LedsC;
}

module GenericBaseM {
  provides interface StdControl;
  uses {
    interface StdControl as UARTControl;
    interface BareSendMsg as UARTSend;
    interface ReceiveMsg as UARTReceive;
    interface StdControl as RadioControl;
    interface BareSendMsg as RadioSend;
    interface ReceiveMsg as RadioReceive;
    interface Leds;
  }
}

implementation
{
  TOS_Msg buffer;
  TOS_MsgPtr ourBuffer;
  bool sendPending;
  /* Generic.Base.Init:
   initialize lower components.
   initialize component state, including constant portion of msgs.
  */
  command result_t StdControl.init() {
    result_t ok1, ok2, ok3;
    ourBuffer = &buffer;
    sendPending = TRUE;
    ok1 = call UARTControl.init();
    ok2 = call RadioControl.init();
    ok3 = call Leds.init();
    sendPending = FALSE;
    dbg(DBG_BOOT, "GenericBase initialized\n");
    return rcombine3(ok1, ok2, ok3);
  }
  command result_t StdControl.start() {
    result_t ok1, ok2;
    ok1 = call UARTControl.start();
    ok2 = call RadioControl.start();
    return rcombine(ok1, ok2);
  }
  command result_t StdControl.stop() {
    result_t ok1, ok2;
    ok1 = call UARTControl.stop();
    ok2 = call RadioControl.stop()
  }
}

```

```

    return rcombine(ok1, ok2);
}
TOS_MsgPtr receive(TOS_MsgPtr received, bool fromUART) {
    TOS_MsgPtr nextReceiveBuffer = received;
    dbg(DBG_USR1, "GenericBase received %s packet\n",
        fromUART ? "UART" : "radio");
    if ((!sendPending) &&
        (received->group == (TOS_AM_GROUP & 0xff))) {
        result_t ok;
        nextReceiveBuffer = ourBuffer;
        ourBuffer = received;
        dbg(DBG_USR1, "GenericBase forwarding packet to %s\n",
            fromUART ? "radio" : "UART");
        if (fromUART)
        {
            call Leds.redToggle();
            ok = call RadioSend.send(received);
        }
        else
        {
            call Leds.greenToggle();
            received->addr = TOS_UART_ADDR;
            ok = call UARTSend.send(received);
        }
        if (ok != FAIL)
        {
            dbg(DBG_USR1, "GenericBase send pending\n");
            sendPending = TRUE;
        }
        else {
            call Leds.yellowToggle();
        }
    }
    return nextReceiveBuffer;
}
result_t sendDone(TOS_MsgPtr sent, result_t success) {
    if(ourBuffer == sent)
    {
        dbg(DBG_USR1, "GenericBase send buffer free\n");
        if (success == FAIL)
            call Leds.yellowToggle();
        sendPending = FALSE;
    }
    return SUCCESS;
}
event TOS_MsgPtr RadioReceive.receive(TOS_MsgPtr data) {
    if (data->crc) {
        return receive(data, FALSE);
    }
    else {
        return data;
    }
}
event TOS_MsgPtr UARTReceive.receive(TOS_MsgPtr data) {
    return receive(data, TRUE);
}
event result_t UARTSend.sendDone(TOS_MsgPtr msg, result_t success)
{

```

```
        return sendDone(msg, success);
    }
    event result_t RadioSend.sendDone(TOS_MsgPtr msg, result_t
success) {
        return sendDone(msg, success);
    }
}
```

## **ÖZGEÇMİŞ**

Gül Fatma TÜRKER, 29.01.1986 yılında Bodrum'da doğdu. İlköğrenimini Bodrum'da, orta ve lise öğrenimini Aydın'da tamamladı. 2003 yılında Mimar Sinan Anadolu Teknik Lisesi Tıp Elektronik Bölümü'nden mezun oldu. Aynı yıl içerisinde Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik Öğretmenliği Bölümünü kazandı. 2008 yılında Gazi Üniversitesinden mezun oldu. Eylül 2008'de Muğla Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalında yüksek lisansa başladı, halen yüksek lisans eğitimini sürdürmektedir.