

T.C.

MUĞLA SITKI KOÇMAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ
ANABİLİM DALI

EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KABLOSUZ
ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EBUBEKİR AKKUŞ

MAYIS 2015

MUĞLA

T.C.
MUĞLA SITKI KOÇMAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR EĞİTİMİ
ANABİLİM DALI

EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KABLOSUZ
ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

EBUBEKİR AKKUŞ

MAYIS 2015

MUĞLA

MUĞLA SITKI KOÇMAN ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEZ ONAYI

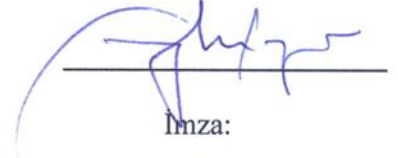
EBUBEKİR AKKUŞ tarafından hazırlanan **EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR İLE İLETİMİ** başlıklı tezin, 05/05/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı'nda yüksek lisans derecesi için gerekli şartları sağladığı oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

TEZ SINAV JURİSİ

Prof. Dr. Ceyhun KARPUZ (**Jüri Başkanı**)

Elektrik - Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı,
Pamukkale Üniversitesi, Denizli

İmza:



Doç. Dr. İlhan TARIMER (**Danışman**)

Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı,
Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi, Muğla

İmza:



Yrd. Doç. Dr. Osman ÖZKARACA (**Üye**)

Bilişim Sistemleri Mühendisliği Anabilim Dalı,
Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi, Muğla

İmza:



ANA BİLİM DALI BAŞKANLIĞI ONAYI

Doç. Dr. İlhan TARIMER

Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı Başkanı,
Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi, Muğla

İmza:



Doç. Dr. İlhan TARIMER

Danışman, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı,
Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi, Muğla

İmza:



Savunma Tarihi: 05/05/2015

Tez çalışmalarım sırasında elde ettiğim ve sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgelerin tarafımdan bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde edildiğini; akademik ve bilimsel etik kurallarına uygun olduğunu beyan ederim. Ayrıca, akademik ve bilimsel etik kuralları gereği bu tez çalışması sırasında elde edilmemiş başkalarına ait tüm orijinal bilgi ve sonuçlara atıf yapıldığını da beyan ederim.

Ebubekir AKKUŞ

05/05/2015

ÖZET
EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KABLOSUZ ALGILAYICI
AĞLAR İLE İLETİMİ

Ebubekir AKKUŞ

Yüksek Lisans Tezi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. İlhan TARIMER

Mayıs 2015, 71 sayfa

Bu çalışmada, kas hastalıklarının teşhis ve tedavisinde kullanılan ve kasların çalışması sırasında üretilerek ilgili kaslardan toplanabilen elektromiyografi (EMG) işaretlerini, hastalar için kablo kaynaklı hareket kısıtlamaları olmadan, elde etmek ve izlemek için taşınabilir bir EMG devresi gerçekleştirilmiş ve EMG devresi ile elde edilen EMG işaretleri kablosuz algılayıcı ağ (KAA) ile bina içerisinde farklı bir noktaya kablosuz olarak iletilerek bilgisayar ekranında görüntülenmiştir. Gerçekleştirilen EMG devresinde, devre kartı ebatlarını küçültmek, daha iyi bir sinyal/gürültü oranı elde etmek ve düşük güç tüketimi sağlamak için yüzeye monte devre elemanları (SMD) ve yüzeye montaj teknolojisi (SMT) kullanılmıştır. EMG işaretlerinin kablosuz iletimi için ise iki adet KAA düğümünden oluşan bir KAA kullanılmış, kullanılan KAA düğümleri için gerekli olan uygulama yazılımları hazırlanarak ilgili KAA düğümlerine yüklenmiştir. Yüzey elektrotları ve EMG devresi ile elde edilerek koşullandırılan analog yapıdaki EMG işaretleri bir KAA düğümü yardımıyla sayısallaştırılmış ve farklı bir noktadaki bilgisayarın seri girişine bağlı olan KAA düğümüne kablosuz olarak iletilmiştir. KAA düğümüne iletilen EMG işaretleri bilgisayar ekranında seri akış grafiğine dönüştürülmüş ve eş zamanlı olarak bilgisayar ekranında izlenmiştir. Gerçekleştirilen sistem ile kas hastalıklarının incelenmesi sırasında kablo kullanma zorunluluğunu ortadan kaldırılmıştır. Böylece hastalarda yapılacak olan kas incelemelerinin, kabloların sınırlı uzunluğu ve karmaşık bağlantı yapısı gibi kablo kaynaklı çeşitli hareket kısıtlamalarından bağımsız olarak yapılmasına imkân sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Elektromiyografi (EMG), Kablosuz Algılayıcı Ağ (KAA), Kablosuz İletim, TelosB

ABSTRACT

OBTAINING THE EMG SIGNAL AND TRANSMITTING VIA WIRELESS SENSOR NETWORKS

Ebubekir AKKUŞ

Master of Science (M.Sc.)

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electronics and Computer Education

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. İlhan TARIMER

May 2015, 71 pages

In this study, a portable electromyography (EMG) circuit was implemented in order to obtain and monitor EMG signals, which are used in diagnosis and treatment of muscle diseases and which can be produced during the muscles work and collected from relevant muscles, without restricting the patient with cables; EMG signals obtained via the EMG circuit was wirelessly transmitted to a different point in the building with wireless sensor network (WSN) and displayed on computer. In the EMG circuit implemented, surface-mount devices (SMD) and surface-mount technology (SMT) were used in order to minimize circuit board dimensions, to obtain a better signal/noise ratio, and to provide low power consumption. For wireless transmission of EMG signals, a WSN consisting of two WSN nodes were used, the application software required for the WSN nodes used were prepared and installed to the relevant WSN nodes. Analogous EMG signals, which were obtained and conditioned by surface electrodes and EMG circuit, were digitized by means of a WSN node, and wirelessly transmitted to the WSN node which was connected to the serial port of a computer located at a different point. The EMG signals which were transmitted to the WSN node were converted to a serial flow graphic on computer display, and were displayed on the computer simultaneously. The system implemented has eliminated the necessity to use cables during the examination of muscle diseases. Therefore, it has enabled the performance of muscle examinations to be performed on the patients independent of various cable based movement restrictions due to limited cable length and complex connection structure.

Keywords: Electromyography (EMG), Wireless Sensor Network (WSN), Wireless Transmission, TelosB

ÖNSÖZ

Bu tezin hazırlanmasında bilgi, deneyim ve katkılarından dolayı danışman hocam Sayın Doç.Dr. İlhan TARIMER'e, çalışmamın tüm aşamalarında beni destekleyen sevgili eşim Öznur ASLIVAR AKKUŞ'a, kızım Elif Sare'ye, değerli anne ve babama teşekkür ederim.

Bu tez çalışması, Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi tarafından BAP 12/89 numaralı Bilimsel Araştırma Projesiyle desteklenmiştir.



İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Amaç ve Kapsam.....	1
1.2. Kaynak Özetleri.....	3
2. KAS SİSTEMİ VE ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG) İŞARETİ.....	6
2.1. Kas Sistemi.....	6
2.2. Kasların Yapısı.....	7
2.3. Kas Türleri.....	8
2.4. Motor Birimi.....	10
2.5. Kas Kasılması.....	11
2.6. Kaslarda Servomekanizma.....	13
2.7. EMG İşareti ve Özellikleri.....	14
2.8. EMG İşaretinin Algılanması.....	15
2.9. EMG Gürültü Kaynakları.....	17
2.10. EMG Elektrotları.....	17
2.10.1. Yüzeysel elektrotlar.....	17
2.10.2. İğne elektrotlar.....	18
2.11. EMG Ölçüm Düzenegi.....	19
3. KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR.....	20
3.1. KAA ve Özellikleri.....	20
3.2. KAA Donanımları.....	22
3.2.1. Mikrodenetleyici birimi.....	22
3.2.2. Bellek birimi.....	23
3.2.3. Güç birimi.....	23
3.2.4. İletişim birimi.....	24

3.2.5. Algılayıcı birim.....	24
3.3. KAA'da İletişim Mimarisi.....	25
3.4. KAA Uygulama Alanları.....	27
3.5. TelosB Düğümü ve Özellikleri.....	27
3.6. TinyOS İşletim Sistemi ve NesC Dili.....	29
3.7. Eclipse Tümlşik Geliştirme Ortamı.....	31
4. EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KAA İLE İLETİMİ.....	34
4.1. EMG Devresi.....	34
4.1.1. Voltaj takipçisi.....	35
4.1.2. Enstrümantasyon yükselteci.....	36
4.1.3. Sağ bacak sürücü devresi.....	37
4.1.4. DC restorasyon devresi.....	38
4.1.5. Filtre devreleri.....	39
4.2. KAA Düğümlerinin Programlanması.....	42
4.2.1. Verici KAA düğümü uygulama yazılımı.....	42
4.2.2. Alıcı KAA düğümü uygulama yazılımı.....	45
4.3. EMG Devresinin Verici KAA Düğümü ile Bağlantısı.....	47
5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR.....	49
5.1. EMG İşaretinin Yüzey Elektotları ile Kol Kaslarından Alınması.....	49
5.2. EMG İşaretinin EMG Devresi ile Koşullandırılması.....	51
5.3. EMG İşaretinin Kablosuz İletimi ve Görüntülenmesi.....	52
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	55
KAYNAKLAR.....	56
EKLER.....	60
Ek A. EMG devresinin elektronik devre şeması.....	60
Ek B. EMG devresinin PCB şeması.....	61
Ek C. Verici KAA düğümü uygulama yazılımı kodları.....	62
Ek D. Alıcı KAA düğümü uygulama yazılımı kodları.....	66
ÖZGEÇMİŞ.....	71

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. KAA'larda kullanılan işletim sistemleri ve desteklediği platformlar....31



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1.	Kas lifinin yapısı.....	7
Şekil 2.2.	Çizgili kasların bant yapısı.....	8
Şekil 2.3.	Düz kas hücrelerinin yapısı.....	9
Şekil 2.4.	Kalp kası hücreleri.....	9
Şekil 2.5.	Motor birim ve kas lifi bağlantısı.....	11
Şekil 2.6.	Kas lifi filament yapısı.....	12
Şekil 2.7.	Aksiyon potansiyeli.....	13
Şekil 2.8.	Kaslardaki servomekanizmanın blok diyagramı.....	14
Şekil 2.9.	EMG işareti.....	14
Şekil 2.10.	EMG işaretlerinin oluşumu ve yüzey elektroda ulaşması.....	16
Şekil 2.11.	Kasa uyarımının gelişi ve kasın kasılması.....	16
Şekil 2.12.	Yüzey elektrotu.....	18
Şekil 2.13.	İğne elektrot türleri.....	18
Şekil 2.14.	EMG ölçüm düzeneğini gösteren blok diyagram.....	19
Şekil 3.1.	KAA yapısı.....	21
Şekil 3.2.	KAA düğümü donanımı blok yapısı.....	22
Şekil 3.3.	TelosB düğümü ve donanımları.....	27
Şekil 3.4.	TelosB düğümüne ait bileşenlerin blok diyagramı.....	28
Şekil 3.5.	TelosB bağlantı konnektörleri ve fonksiyonları.....	29
Şekil 3.6.	Eclipse tümleşik geliştirme ortamının kullanıcı arabirimi.....	32
Şekil 4.1.	Gerçekleştirilen sistemin blok yapısı.....	34
Şekil 4.2.	EMG devresi blok yapısı.....	35
Şekil 4.3.	Voltaj takipçileri.....	36
Şekil 4.4.	INA333 IA entegresi ve iç yapısı.....	37
Şekil 4.5.	Sağ bacak sürücü devresi.....	38
Şekil 4.6.	DC restorasyon devresi.....	39
Şekil 4.7.	Yüksek geçiren filtre devresi.....	39
Şekil 4.8.	Alçak geçiren filtre devresi.....	40
Şekil 4.9.	Gerçekleştirilen EMG devresinin üst ve alt görünümleri.....	41

Şekil 4.10. BaseStation uygulama yazılımının derlenmesi.....	47
Şekil 4.11. EMG devresinin verici KAA düğümü ile olan bağlantısı.....	48
Şekil 4.12. EMG algılayıcı ve iletici donanımı.....	48
Şekil 5.1. Gerçekleştirilen sistemin uygulanması.....	48
Şekil 5.2. Yüzey elektrotları ve bağlantı kablosu.....	50
Şekil 5.3. EMG devresi ile FDS kasından elde edilen EMG işaretleri.....	51
Şekil 5.4. Serial Forwarder uygulaması.....	53
Şekil 5.5. Bilgisayar ekranında görüntülenen EMG işaretleri.....	53



SEMBOLLER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Bd	Baud
cm	Santimetre
dB	Desibel
g	Gram
Hz	Hertz
GHz	Gigahertz
fc	Kesim frekansı
K	Kazanç
kB	Kilobyte
kbps	Saniyede Gerçekleştirilen Kilobit Değerinden Veri Aktarımı
KΩ	Kiloohm
m	Metre
mAh	Miliampersaat
MHz	Megahertz
mm	Milimetre
ms	Milisaniye
mV	Milivolt
mW	Miliwatt
V	Volt
μA	Mikroamper
μF	Mikrofarad
μm	Mikrometre
μV	Mikrovolt
ADC	Analog Sayısal Dönüştürücü
Ag/AgCl	Gümüş/Gümüş Klorür
AGF	Alçak Geçiren Filtre
ATP	Adenozin Trifosfat
CMRR	Ortak Mod Bastırma Oranı
DC	Doğru Akım

DPM	Devingen Güç Yönetimi
DSP	Sayısal Sinyal İşlemcisi
DVS	Devingen Voltaj Ölçeklendirmesi
EEG	Elektroensefalografi
EKG	Elektrokardiyogram
EMG	Elektromiyografi
FDS	Flexor Digitorum Superficialis
FM	Frekans Modülasyonu
FPGA	Alanda Programlanabilir Kapı Dizileri
FSK	Frekans Kaydırmalı Anahtarlama
GSM	Mobil İletişim İçin Küresel Sistem
IA	Enstrümantasyon Yükselteci
IDE	Tümleşik Geliştirme Ortamı
ISM	Sınai, Bilimsel ve Tıbbi Cihaz
KA	Kablosuz Algılayıcı Ağ
LoWPAN	Düşük Güçlü Kablosuz Kişisel Alan Ağı
PCB	Baskılı Devre Kartı
PDA	Kişisel Sayısal Yardımcı
RF	Radyo Frekans
RLD	Sağ Bacak Sürücü Devresi
sEMG	Yüzey Elektromiyografi
SMD	Yüzeye Monte Devre Elemanları
SMP	Algılayıcı Yönetimi Protokolü
SMT	Yüzeye Montaj Teknolojisi
SNR	Sinyal Gürültü Oranı
SQDDP	Algılayıcı Sorgu ve Veri Dağıtım Protokolü
TADAP	Görev Atama ve Veri Gösterme Protokolü
TCP	Transmisyon Kontrol Protokolü
UDP	Kullanıcı Veri Bloğu İletişim Kuralları
USB	Evrensel Seri Veriyolu
YGF	Yüksek Geçiren Filtre
WBAN	Kablosuz Vücut Alan Ağı
WWBAN	Giyilebilir Kablosuz Vücut Alan Ağı

1. GİRİŞ

1.1. Amaç ve Kapsam

Elektromiyografi (EMG), sinir sistemi tarafından kontrol edilen ve kas kasılması sırasında üretilerek kaslardan toplanan elektrik sinyallerini gerilim olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir. Bu sinyaller kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerini temsil eder. Gerçekte bir EMG sinyali bir kasın motor ünitelerinin elektriksel aktivitesidir ve iki türdür. Bunlar yüzey EMG (sEMG) ve kas içi EMG'dir (Farina, D. ve Negro, F., 2012). sEMG ve kas içi EMG sinyalleri, sırasıyla, non-invaziv ve invaziv elektrotlar tarafından kaydedilir. Günümüzde yüzeyden algılanan sinyaller, tercihen yüzeysel kas aktivasyonu yoğunluğu hakkında bilgi elde etmek için kullanılır (Desmedt, J.E., 1989). Bu biyopotansiyel işaretler çoğunlukla kas hastalıklarının teşhis ve tedavisinde kullanılmakla birlikte, protez uzuv kontrolünde ve çeşitli insan-makine arabirimi uygulamalarında da kullanılmaktadır.

Canlılara ait fizyolojik verilerin iletilmesini sağlayan mühendislik sistemleri biyoteleometri olarak tanımlanır. Biyoteleometri, hasta ve doktorun birbirinden uzakta oldukları durumlarda, iletişim hizmeti sağlamak için kullanılır. Biyoteleometri uygulamaları canlıların hareketlerini sınırlamadan doğal yaşam alanlarında izlenebilmesine olanak sağladığı için kablosuz biyoteleometri sistemleri daha çok tercih edilmektedirler (Fidan, U. ve Güler, İ., 2007). Kablosuz haberleşme ve gömülü hesaplama teknolojisindeki gelişmelerle birlikte uzaktan sağlık izleme ve tele-tıp konusunun önem kazanması, düşük maliyetli ve taşınabilir/giyilebilir uzaktan sağlık izleme sistemlerinin gerçekleştirilmesini sağlamıştır (Binkley P.F., 2003).

EMG işaretlerinin uygun elektronik devreler ile toplanması ve kablosuz olarak iletilerek görüntülenmesi, bu işaretlerin sağlık uygulamalarında karmaşık kablo bağlantıları ve kablo uzunluğuna bağlı ölçüm mesafesi kısıtlamaları ile taşıma ve taşınma zorlukları olmadan etkin bir şekilde kullanılabilmesi için büyük bir öneme sahiptir. Bu amaç için kullanılan, sinyal algılama devrelerinin hafif, taşınabilir ve

uygun maliyetli olması, istenilen sinyali doğru bir şekilde elde etmesi, elde edilen sinyalin uygun kablosuz erişim teknolojisi ile kablosuz olarak iletimi ve görüntülenmesi gereklidir.

Bu çalışmada EMG işaretlerini elde edebilecek elektronik devre tasarımı ve uygulamasıyla birlikte elde edilen EMG işaretlerinin, kullanılan bir kablosuz algılayıcı ağ (KAA) ile EMG işaretlerinin elde edildiği yerden bina içerisinde farklı bir noktaya kablosuz olarak gerçek zamanlı iletimi ve bilgisayar ekranında görüntülenmesi gerçekleştirilmiştir. EMG devresi, KAA yapısını oluşturan bir düğüme takılabilir şekilde tasarlanmış olup devre kartının ebatlarını küçültmek, sinyal gürültü oranını iyileştirmek ve güç harcamasını azaltmak amacıyla SMD devre elemanları ve SMT kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmada iki adet KAA düğümü kullanılmıştır. EMG devresi ile bu devrenin üzerine takıldığı KAA düğümü gerçekleştirilen çalışmanın EMG işareti algılayıcı bölümünü oluşturmuştur. Yüzey elektrotları ve EMG devresi yardımıyla insan vücudundan alınan EMG işaretleri doğrudan KAA düğümü içerisinde bulunan analog/sayısal dönüştürücü (ADC) 'nın analog işaret girişine uygulanmıştır. EMG devresinden aldığı analog yapıdaki EMG işaretlerini KAA düğümü ADC donanımı sayesinde sayılaştırmış ve farklı bir noktada bulunan bilgisayarın seri portuna takılı olan ikinci bir KAA düğümüne kablosuz olarak iletmıştır. Bilgisayara takılı olan KAA düğümüne iletilen EMG işaretleri bilgisayar ekranında gerçek zamanlı olarak seri akış grafiğine dönüştürülerek görüntülenmiştir. Çalışmada kullanılan KAA'lar IEEE 802.15.4 standardı doğrultusunda düşük maliyet ve güç tüketimini sağlayan ZigBee kablosuz erişim teknolojisini kullanmaktadır. KAA düğümleri 16-bit indirgenmiş komut takımıyla hesaplama (RISC) mimari yapısında MSP430 mikrodenetleyicisine sahip, MEMSIC firması tarafından üretilen TelosB isimli KAA düğümleridir. KAA düğümlerinin analog/sayısal dönüşüm ve kablosuz haberleşme görevlerini yerine getirebilmeleri için gerekli olan uygulama yazılımları ilgili KAA düğümlerine yüklenmiştir. KAA'larda uygulama yazılımlarının işletilmesinin ve en iyilemenin daha iyi bir şekilde yapılabilmesine imkân veren, aynı zamanda donanım kaynaklarının en verimli şekilde kullanılmasını sağlayan TinyOS işletim sistemi kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasının birinci bölümünde tez konusu tanıtılmış ve konuyla ilgili daha önce yapılmış çalışmaları açıklayan kaynak özetlerine yer verilmiştir. İkinci bölümde kasların yapısı ve EMG işareti hakkında bilgiler verilmiştir. Üçüncü bölümde KAA'larla ilgili genel bilgiler açıklanmış, çalışmada kullanılan KAA düğümü ile bu düğümde kullanılan işletim sistemi ve uygulama yazılımı geliştirme ile ilgili bilgilere yer verilmiştir. Dördüncü bölümde EMG devresinin gerçekleştirme adımları ile birlikte EMG işaretlerinin kablosuz iletiminde kullanılan KAA düğümlerinin programlanması açıklanmıştır. Beşinci bölümde, EMG işaretlerinin vücuttan alınması, EMG devresi ile koşullandırılması ve kablosuz olarak iletilerek bilgisayar ekranında görüntülenmesine ilişkin araştırma ve bulgulara yer verilmiştir. Son bölümde ise gerçekleştirilen çalışma ile ilgili sonuç ve öneriler yer almaktadır.

1.2. Kaynak Özetleri

İnsan organizmasında hücreler arası iletişim elektrik akımları ile sağlanmaktadır. Bu akımlar mikro ya da mili voltlar düzeyindedir. Bu voltajların gerek merkezi sinir sistemi ve gerekse periferik bölgelerde yorumlanıp anlamlandırılması insan hayatının açıklanması, kolaylaştırılması ve geliştirilmesi konusunda önemli ipuçları sağlamaktadır (Cerrah vd., 2010). Genellikle vücut yüzeyi üzerinden ölçülen bu işaretler, kaynaklarına göre çeşitli şekillerde isimlendirilir (Eşme, 2006). Bu işaretlerden birisi olan EMG işareti, kas hareketleri hakkında bilgi verir; klinik teşhis, yardımcı cihazlar (protez kol) ve elektriksel uyarı alma gibi alanlarda kullanılır (Englehart vd., 1999).

Sağlık hizmetlerinin verilmesinde kablosuz iletişim teknolojilerinden hem sağlık tesislerinin içinde hem de dışında yararlanılabilir. Kablosuz iletişim teknolojileri ve yeni geliştirilen yaklaşımlardan faydalanarak sağlık tesislerinde, günlük bakım süreçleri yendien düzenlenebilir ve hastane verimliliği önemli ölçüde arttırılabilir. Bu sayede, sağlık personeli hastanedeki destek faaliyetlerinden artan zamanlarını bakım faaliyetlerine yönlendirebilir (Çiftlikli vd., 2008).

Son yıllarda araştırmacılar ve biyomedikal uygulamacılar farklı kablosuz haberleşme teknolojilerini temel alan sağlık izleme sistemi uygulamaları geliştirmişlerdir.

Kullanılan bu teknolojiler arasında ZigBee, Bluetooth, mobil iletişim için küresel sistem (GSM) ve kablosuz yerel alan ağı (WLAN) sayılabilir (Çetin vd., 2012).

Lin ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, kişisel sayısal yardımcı (PDA) tabanlı elektrokardiyogram (EKG) uygulaması IEEE 802.11b WLAN kapsamında gerçekleştirilmiştir (Lin vd., 2004). 2005 yılında araştırmacılar 94 MHz - 98 MHz frekans modülasyonu (FM) bandında çok kanallı biyotelemetri sistemini gerçekleştirmişlerdir (Mohensi, 2005). Yapılan bir diğer çalışmada hastaya ait fizyolojik verilerin ölçümü ve aynı anda dört farklı ölçüm sonucunun bina içerisinde kablosuz olarak iletilebilmesini sağlayan 4 kanallı biyotelemetri cihazının tasarımı gerçekleştirilmiş, bina içerisine yerleştirilen 433.4 MHz, 10 mW'lık FM/FSK tekrarlayıcı sistem ile verilerin 9.6 kbps veri iletim hızında 50-70 m uzaklığa iletimi sağlanmıştır (Fidan ve Güler, 2007). Landolsi ve arkadaşları glikoz seviyesi, kalp atış hızı ve pulse oksimetri değerlerini GSM ağı kablosuz teknolojisini kullanarak incelemiştir (Landolsi vd., 2007). 2010 yılında yapılan bir çalışma ile insan vücudundan elde edilen EMG işaretleri radyo frekans (RF) iletim tekniği ile bir mobil robotun hareketlerini kontrol etmek amacıyla iletilmişlerdir (Mohideen ve Sidek, 2010). Çakar ve arkadaşları tarafından lomber disk hernisi hastalarının kas aktivitelerini kolaylıkla izlemek amacıyla 2011 yılında yapılan bir çalışmada EMG işaretleri insan vücudundan elde edilmiş ve Bluetooth teknolojisi ile kablosuz olarak bilgisayara iletilmiştir (Çakar vd., 2011). Gia ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada ise EKG ve EMG gibi sağlık verileri düşük güçlü kablosuz kişisel alan ağı (LoWPAN) yardımıyla kablosuz olarak iletilmiştir (Gia vd., 2014).

Henüz yeni bir teknoloji olan ZigBee; kısa mesafe kablosuz ağ standardı olarak tanımlanabilir. Güvenilirliği, düşük maliyeti ve düşük güç harcaması gibi avantajları nedeniyle duyarğa ve bilgisayar girdi aygıtları için kablosuz iletişim kurulmasına ve çok sayıda kablosuz ağın bir arada olmasına imkân tanımaktadır (Çiftlikli vd., 2008).

Sağlık izleme sistemi olarak geliştirilen bir çalışmada, vücut üzerinden çeşitli değerleri algılayarak hem ZigBee teknolojisini kullanan hem de Bluetooth ve radyo frekans (RF) haberleşme tekniklerini kullanan kablosuz vücut alan ağı (WBAN) oluşturulmuştur (Istepanian, 2004).

Kiing-Ing tarafından gerçekleştirilen ve KAA donanımlarının kullanıldığı bir çalışmada hafif, düşük maliyetli ve TinyOS temelli bir EKG izleme sistemi

tasarlanarak, EKG sinyalleri elde edilmiş ve kablosuz olarak iletilerek bilgisayarda görüntülenmesi sağlanmıştır (Kiing-Ing, 2008).

Virone ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında vücuttan farklı biyopotansiyel işaretlerin algılanarak KAA ile merkezi bir düğüme iletilmesini gerçekleştirmişlerdir (Virone vd., 2006). Bir başka çalışmada ise vücut üzerine birden fazla KAA düğümü yerleştirilerek yine vücut üzerinde bulunan merkezi bir düğüme aktarılmasıyla vücut alan ağı oluşturulmuştur (Otto, 2006).

Bir tez çalışmasında çevrimiçi sağlık izleme sistemi uygulaması gerçekleştirilmiş, gerçekleştirilen sistem ile ZigBee standartı kullanılarak nabız ve kalp atışı bilgileri toplanmış sonrasında kablosuz olarak sağlık merkezine iletilerek görselleştirilmiştir (Çetin vd., 2012). Bir diğer çalışmada MICS, WMTS teknolojilerini kullanılarak EKG, EMG ve nabız verilerini inceleyen bir sağlık izleme sistemi geliştirilmiştir (Yüce, 2010). Lay-Ekuakille ve arkadaşları yaptıkları bir çalışma ile EEG ve EKG işaretlerini epilepsi hastalığı teşhisi için KAA donanımları ile kablosuz olarak iletmişlerdir (Lay-Ekuakille vd., 2013). Lee ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada, EKG işaretlerini insan vücudundan elde ederek gerçek zamanlı, çoklu bağlantıya izin veren ve güvenli bir iletişim için KAA yapılarının kullanıldığı bir sistem geliştirmiş ve çeşitli performans testlerini gerçekleştirmişlerdir (Lee vd., 2014).

Tamamlanan bir tez çalışmasında kalp atışları sezilerek KAA ile kablosuz olarak farklı bir noktaya iletilmiştir. İletim mesafesi uygulamalı olarak değerlendirilmiş, gerektiğinde ara algılayıcıların eklenerek mesafenin genişletilebileceği ve diğer biyolojik işaretlerinde benzer şekilde KAA ile iletilebileceği belirtilmiştir (Türker, 2011).

2. KAS SİSTEMİ VE ELEKTROMİYOGRAFİ (EMG) İŞARETİ

Bu bölümde insan vücudunda bulunan kas sistemi ve bu sistemde bulunan kaslardan elde edilen EMG işaretleri ile ilgili bilgiler verilmiştir. Bölüm içerisinde kas sistemi, kasların yapısı, kas türleri, motor birimi, kas kasılması, kaslarda sevomekanizma, EMG işareti ve özellikleri, EMG işaretinin algılanması, EMG gürültü kaynakları, EMG elektrotları ve EMG ölçüm düzeneği konuları bulunmaktadır.

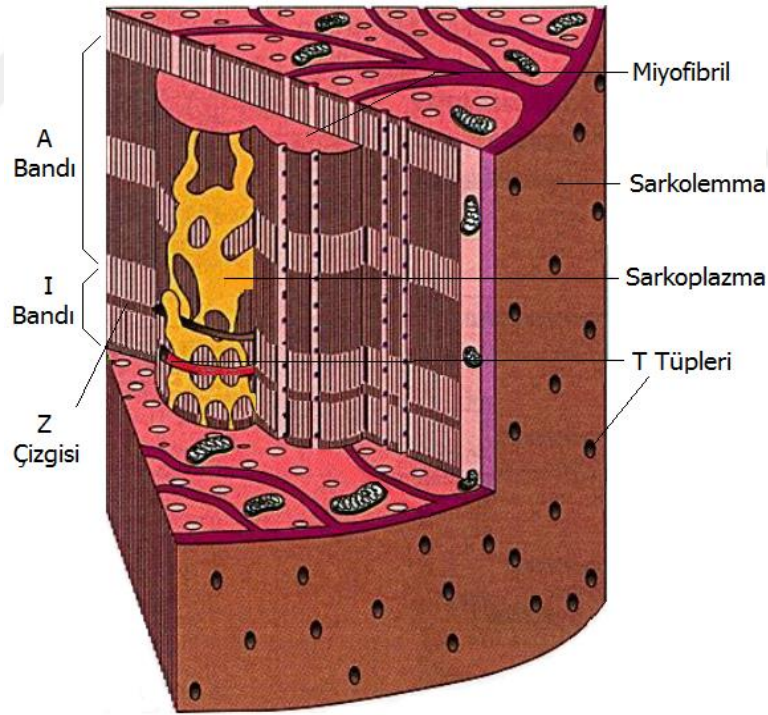
2.1. Kas Sistemi

İnsan vücudu, oldukça gelişmiş bir yapıya sahiptir ve bu yapının en önemli özelliklerinden birisi hareket edebilme yeteneğidir. Canlılara hareket edebilme yeteneği sağlayan sisteme kas sistemi denir. Kas sistemi sadece hareket edebilme yeteneği sağlamaz, nefes alıp verme, yediğimiz besinlerin sindirilerek nakledilmesi gibi birçok yaşamsal mekanizma da kas sistemi sayesinde çalışır. Kas sisteminde çizgili kas, düz kas ve kalp kası olmak üzere üç farklı kas dokusu bulunur. Kas dokusunda ise kas hücreleri, sinir ve kan damarlarının meydana getirdiği organize ağlar ve ekstraselüler bağ dokusu matriksi bulunur. İskelet kası olarak bilinen çizgili kaslar genellikle bir tendon ile kemikten başlar ve distalde yine bir tendon aracılığıyla kemiğe yapışırlar. Kas tendon birimi adı verilen bu yapı bir, iki veya üç eklem üzerinden hareketi sağlayabilir. Genellikle tek eklem üzerinden hareket sağlayan kaslar kemiğe yakın yerleşirler ve soleus kası gibi postürü sağlayıcı kaslardır. Bu kasların kontraksiyon hızları iki eklem üzerinden hareket sağlayan biartiküler kaslara göre yavaştır, ama güçleri daha fazladır. Rektus femoris gibi biartiküler kaslar daha yüzeysel yerleşimlidir ve daha hızlı kasılırlar. Ancak, bir eklemün tüm hareket açıklığı boyunca gerilme meydana getirmede tek eklem kasları kadar etkili olamazlar (Karahana ve Erol, 2004).

2.2. Kasların Yapısı

İskelet kasları lif (fibril) denilen ince ve uzun hücrelerden meydana gelir. Uzunlukları 1-50 mm ve çapları 10-100 µm arasındadır. Bu lifler bağlayıcı kıkırdak dokuya bağlıdır (Webster, 1978). Kasın %75'i su, %20-25'i proteindir. Diğer bileşenleri ise fosfat, laktat, karbonhidrat ve inorganik tuzlardır. Kastaki protein kısmının dörtte üçü aktin ve miyozin şeklindedir. Bu özelleşmiş proteinler kas fibrillerinin kontraksiyonuna izin veren konfügurasyonu sağlarlar (Karahan ve Erol, 2004).

Kas lifi, özelleşmiş sitoplazma matriksine gömülmüş çok sayıda miyofibril içeren bir yapıdır. Bu yapı sarkolemma adı verilen bir membran ile çevrelenir. Sarkolemma ile dış kısmında yer alan bazal membran arasında, proliferasyon ve rejenerasyon özelliği taşıyan uydu hücreler yer alır. Myofibriller, tüm kas lifi boyunca uzanır (Karahan ve Erol, 2004). Kas lifinin yapısı Şekil 2.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1. Kas lifinin yapısı (Anonim, 2009)

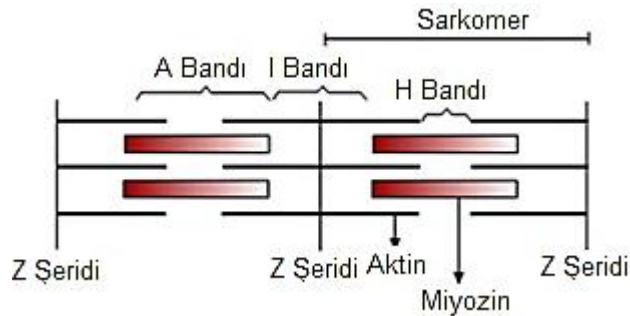
Miyofibriller ışık mikroskopunda, birbirini izleyen açık (I-izotropik) ve koyu (A-anizotropik) bantlar şeklinde çizgili bir görünüm verir. I bantları, Z çizgileri tarafından kesilir ve iki Z çizgisi arasındaki uzaklık kas lifinin tekrarlayan temel

fonksiyonel birimini, sarkomeri temsil eder. Her sarkomer içinde birbirine paralel yerleşimli, kısmen üst üste gelen protein filamanları vardır. Polarize ışığı yansıtan kalın filamanlar A bantlarını oluşturur ve esas olarak miyozin içerir. İnce filamanlar daha çok aktin, az miktarda tropomiyozin ve troponin içerir ve polarize ışığı yansıtmayan I bantlarını oluşturur. Miyofibrillerdeki bu detaylı yapı ve protein dizilimi kaslardaki güç üretimine olanak sağlar. Z bantlarının olduğu bölgelerde transvers veya T tübülleri miyofibrillerin arasına nüfuz ederek, sarkolemanın bir iç uzantısı gibi davranır. Son derece özelleşmiş membranların oluşturduğu sarkoplazmik retikulum longitudinal olarak uzanır ve elektriksel uyarıların kas yüzeyinden derindeki miyofibrillere iletiminden sorumludur (Karahan ve Erol, 2004).

2.3. Kas Türleri

Kas sisteminde bulunan kas türleri üçe ayrılır. Bunlar çizgili kaslar, düz kaslar ve kalp kaslarıdır.

İstemli hareket yapmamızı sağlayan kaslar çizgili kaslardır. Çizgili kasların mikroskop altında yapılan incelemelerinde açık renkli ve koyu renkli bantlar gözlenmiştir. Koyu banda “A” bandı, açık banda “I” bandı denir. A bandının ortasında açık “H” bandı ve “I” bandının ortasında koyu “Z” bandı vardır. Şekil 2.2.’de çizgili kasların bant yapısı verilmiştir (Anonim, 2013).

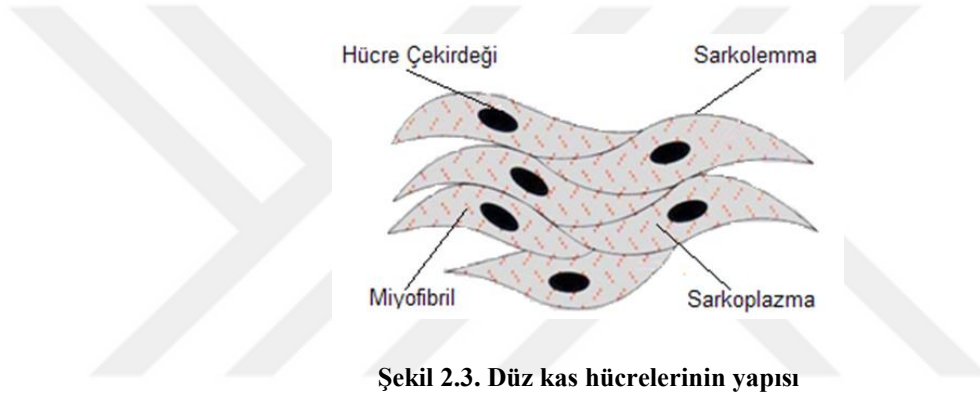


Şekil 2.2. Çizgili kasların bant yapısı

“Z” bantları arasındaki bölge kasılma sırasında daralır. “A” bandı sabit kalır “H” ve “I” bantları ise daralır. Kas proteini olan actomyosinin myosin bileşeni “A” bandında

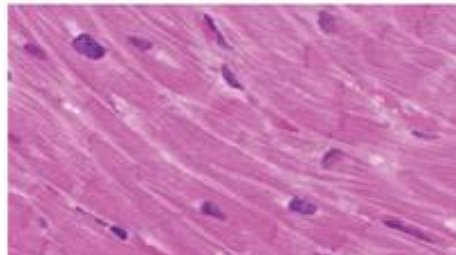
bulunur. Actin ise “Z” bandından başlayıp “H” bandına kadar uzanır (Webster, 1978). Çizgili kas lifleri çok çekirdekli ve çekirdekler hücrenin ortasında değil kenarlarında bulunur. Çizgili kaslar hızlı çalışır ve çabuk yorulur bu yüzden kasılmalar kısa sürer. Çizgili kaslar genellikle iskelet kemiklerini sarmıştır bu yüzden iskelet kasları da denir. Çizgili kaslarda enine bantlaşma görülür. Çizgili kaslarda oksijen yetersizliğinde laktik asit fermantasyonu ile ATP sentezlenir (Anonim, 2013).

Düz kaslar istemsiz hareket kasları olup sindirim sistemi, idrar yolları, kan damarları etrafında bulunurlar. Lifleri kısadır. Otonom sinir sisteminin sempatik ve parasempatik kontrolü altındadırlar (Webster, 1978). Şekil 2.3.’te düz kas hücrelerinin şekli gösterilmiştir (Anonim, 2013).



Düz kaslar ince, uzun ve mekik şeklinde hücrelerden oluşur. Düz kaslarda hücrelerde tek çekirdek vardır ve çekirdek hücrenin ortasındadır. Düz kaslar istemsiz kasılır yani otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Yavaş ve ritmik bir şekilde kasılma gerçekleştirirler. Görev aldıkları organa göre halkasal uzunlamasına ve çapraz şekillerde düz kaslar bulunabilir (Webster, 1978).

Kalp kasları çok yoğun bir ağ gibidir. Sinirsel uyarı olmadan kasılabilirler. Sinirsel uyarı kasılma zamanını etkiler. Kalp kası hücreleri Şekil 2.4.’te gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Kalp kası hücreleri (Anonim, 2011)

Kalp kasları çizgili kasların farklılaşmasıyla oluşmuştur, otonom sinir sistemi kontrolü altındadır ve istemsiz olarak hareket ederler. Kalp kası hücrelerinin dallanma özelliği vardır hücrelerin uç kısımları ara diskler olarak adlandırılan ve kasılma sırasında elektriksel uyarıyı hücreden hücreye aktarmayı sağlayan yapılarla birleşmiştir. Kalp kasları sürekli çalışmak zorundadır ve bu nedenle oksijen gereksinimleri çok yüksektir. Her hücreye 3-4 adet kılcak kan damarı kan getirir. Kalp kasları ritmik olarak kasılır ve yorulmadan çalışmalarını sürdürürler (Webster, 1978).

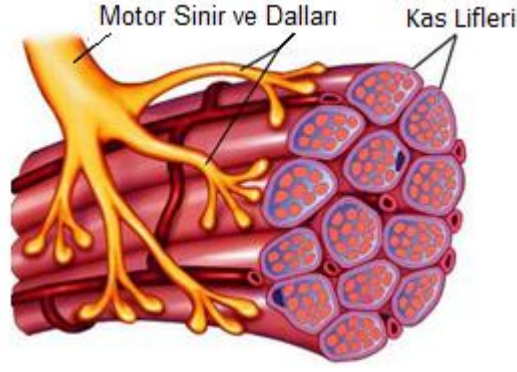
2.4. Motor Birimi

Kasın yapısal ünitesi, kas hücresi veya kas lifidir. Kasın işlevsel ünitesi ise bir motor nöron ve motor nöronun kontrol ettiği kas liflerinden oluşur. Bu işlevsel birime “motor ünite” denir motor ünite, medulla spinalisin ön boynuz hücrelerinden başlar. Bu hücrelerin preferik uzantıları olan aksonlar periferik sinirleri oluştururlar (Tümen ve Arslan, 2007).

Bir tek motor sinir tarafından innerve edilen tüm kas liflerinin hepsine birden “motor birim” adı verilir. Genel olarak çabuk tepki gösteren, kontrolleri çok kesin ve ince olan kaslarda her bir motor birimin içerdiği kas lifi sayısı azdır ve bu gibi kaslara çok sayıda sinir lifi gelir (Tümen ve Arslan, 2007).

Motor birimlerinin adedi vücudun muhtelif bölgelerindeki kaslar için birbirinden farklıdır. Genellikle kas büyüdükçe motor birimlerinin adedi de artar. Motor biriminin büyüklüğü yani aynı sinir lifi tarafından uyarılan kas liflerinin adedi, çeşitli kaslar için birbirinden farklıdır. İnsanda bir motor biriminde 25-2000 kas lifi bulunabilir. Bir motor biriminde üretilen kuvvet, 0,1-250 g arasında değişebilir. Aynı birimi oluşturan lifler bir araya toplanmış olmayıp, çeşitli birimlerin lifleri iç içe girmiş durumdadırlar (Taşan, 2008).

Bir motor birimi merkezi sinir sisteminden gelip, motor uç plaklarına dağılan bir motor sinirine sahiptir. Uç plaklarının her biri bir kas lifine bağlanmıştır ve onların uyarılması ile bağlı buldukları kas lifleri de uyarılır. Şekil 2.5.'te motor birim ve kas lifi bağlantısı gösterilmiştir (Webster, 1978).



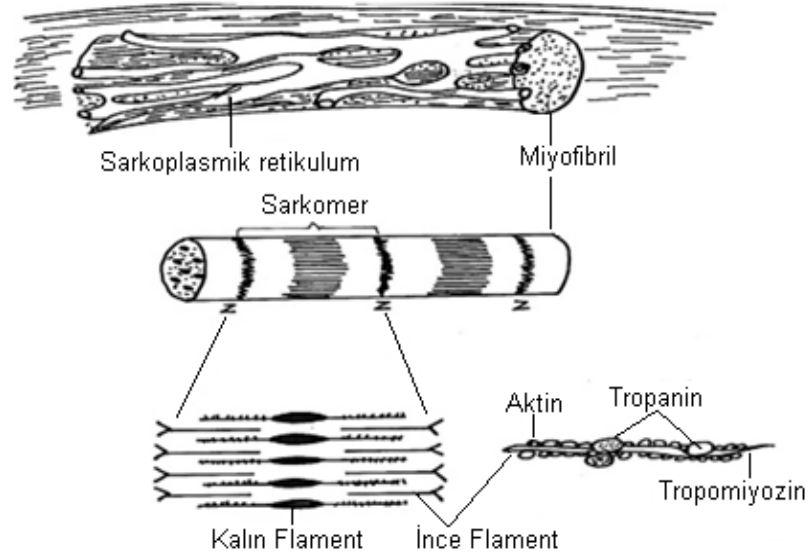
Şekil 2.5. Motor birim ve kas lifi bağlantısı

2.5. Kas Kasılması

Her kas lifinde yüzlerce veya binlerce myofibril bulunur. Her myofibrilin içinde de yan yana yerleşmiş 1500 kadar " miyozin" ve bunun iki katı da " aktin" filamentleri vardır. Bu miyoflamentler, büyük polimerize protein molekülleri olup, kas kontraksiyonunda başlıca rol sahibidirler. Dinlenim koşullarında, aktin ve miyozin filamentleri arasındaki çekim kuvvetleri inhibe edilmiş durumdadır. Fakat kas lifi membranından bir aksiyon potansiyeli dalgası geçtiği zaman, bunun etkisiyle, miyofibriller çevresindeki sarkoplazma içine bol miktarda kalsiyum iyonları (Ca^{+}) salınmaktadır. İşte bu kalsiyum iyonları filamentler arasındaki çekim kuvvetlerini etkinleştirir ve kasılmayı başlatır (Tümen ve Arslan, 2007).

Kasın kasılması, liflerin kasılıp şişmesi ile olur. Kaslara besin kan damarları aracılığıyla, uyarı ise sinirlerle götürülür. Bu tepkimeler için gerekli aktimiyozin proteini, kandaki hemoglobin biçimindeki oksijen depolayan myoglobin, enerji tasarrufu için gerekli fosfatlar ve yakıt olarak glikojen şeklinde kasta bulunur (Taşan, 2008).

Kas kasılması Ca^{2+} salınımı tükenene kadar devam eder. Kas simülasyonu Ca^{2+} salınımını durdurduğu zaman troponin, aktin ve miyozin etkileşimini durdurur. Daha sonra yeni bir sinir iletisi kas fibril zarına ulaşana kadar Ca^{2+} depolandığı yer olan sarkoplazmik retikulum'a aktif kalsiyum salgılama sistemi ile geri pompalanır. Kasın gevşeme durumu, aktin ve miyozin filamentlerinin orijinal durumlarına geri dönmesi ile gerçekleşir (Cerrah vd., 2010). Şekil 2.6.'da kas lifi filament yapısı gösterilmiştir.

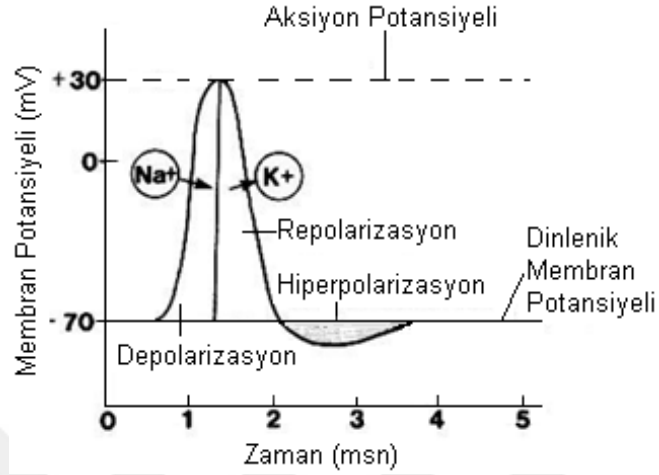


Şekil 2.6. Kas lifi filament yapısı (Tümen ve Arslan, 2007)

Sinir lifinin membranı hiçbir uyarıcı etki altında olmadığı zaman, membran potansiyeli 85 mV düzeyinde sabit olarak devam eder. Buna "dinlenme potansiyeli" denir. Bu durumda, herhangi bir faktör sinir membranının sodyum iyonlarına (Na^+) karşı geçirgenliğini birdenbire artırır, derhal membran potansiyeli dengesi bozularak birbiri ardına belirli değişimler geçirir ve saniyenin çok ufak bir bölümü içinde olup biten bir seri dalgalanmalardan sonra, orijinal membran potansiyeli düzeyinde denge yeniden kurulur. İşte membran potansiyelinin geçirdiği bu tür değişimlerin bir serisine "aksiyon potansiyeli" adı verilir. İskelet kasında kasılmanın başlaması, kas lifinde yayılan aksiyon potansiyelleri ile olur. Bir aksiyon potansiyeli oluşturan faktörlerin başlıca örnekleri olarak; zarın elektriksel uyarılması, zarda sodyum permeabilitesini arttıracı kimyasal maddelerin etkisi, mekaniksel zedelenme, sıcak, soğuk veya herhangi bir şekilde zarın normal dinlenme dengesini bozan bir etken sayılabilir (Tümen ve Arslan, 2007).

Aksiyon potansiyeli başlıca iki ayrı aşamada oluşur. Bunlara "depolarizasyon" ve "repolarizasyon" adı verilir. Zarın dinlenme durumunda dışta (+) içte (-) yük vardır. Eksitasyon olayında zarın Na^+ iyonlarına karşı geçirgenliği birdenbire artınca, Na^+ iyonları o kadar ani ve hızlı içe akarlar ki, dış ve iç yüzler arasındaki potansiyel fark yok olur ve hatta iç yüzde dışa göre daha fazla bir pozitif yük toplanır. Böylece normal dinlenme potansiyeli ortadan kalkar, depolarizasyon olur. Depolarizasyonun oluşumundan hemen sonra, zarın porları Na^+ iyonlarına karşı geçirgenliğini yine

kaybeder ve tümüyle geçirmez (empermeabl) hale gelir. Bu durumda lif içindeki (+) ters potansiyel ortadan kalkarak normal dinlenim potansiyeli geri gelir. Buna da "repolarizasyon" denir (Tümen ve Arslan, 2007). Şekil 2.7.'de aksiyon potansiyeli görülmektedir.

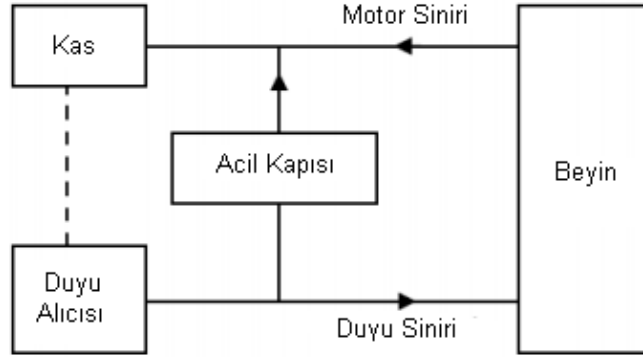


Şekil 2.7. Aksiyon potansiyeli (Cerrah vd., 2010)

2.6. Kaslarda Servomekanizma

Bir kas hareketinin düzgünlüğü uyarılan motor ünitelerinin sayısı ile bu motor ünitelerinin uyarılma hızı tarafından kontrol edilir. Motor ünitelerini oluşturan motor sinirleri yapı olarak sinir hücrelerinden meydana gelmektedir. Kas hareketlerini kontrol eden sinir sisteminin basit blok şeması Şekil 2.8.'de verilmiştir. Sistem, bir servomekanizma kontrol sistemidir. Duyu alıcısı, hız veya konum vb. ifade eden bir işaret üretir. Bu işaret duyu sinirleri vasıtası ile beyne iletilir. Beyin duyu sinirleri vasıtasıyla gelen bilgiyi hafızadaki bilgi ile karşılaştırır ve bir hata (kontrol) işareti üretir. Üretilen bu işaret motor sinirleri ile kasa gönderilerek kas hareketinin kontrolü sağlanır. Örneğin, insan parmağını sıcak olmayan bir cisme değdirdiğinde, parmakta bulunan duyu alıcıları sıcaklığı algılar ve duyu sinirleri ile beyne gönderir. Beyin bu işaretin normal sıcaklıktaki bir cisimden geldiğini anlar ve motor siniri ile kasi harekete geçirmek üzere bir işaret göndermez. Eğer parmak sıcak bir cisme dokundurulmuşsa beyin duyu sinirleri ile gelen bilgi sayesinde parmağın sıcak bir cisim üzerinde olduğunu anlar ve motor sinirleri ile kol kaslarına gerekli bilgiyi göndererek parmağın sıcak cisimden uzaklaştırılmasını sağlar. Duyu alıcılarının

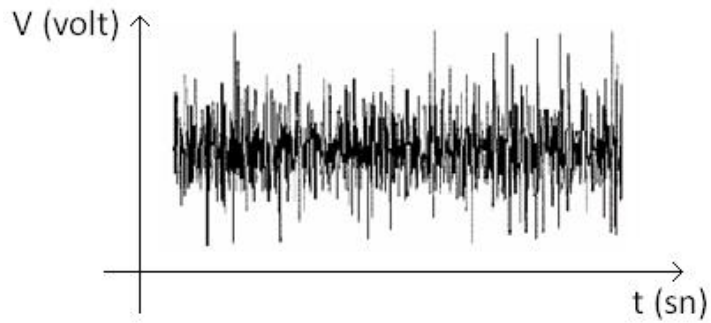
sıcak cismi hissetmeleri ile parmağın uzaklaştırılması arasında birkaç yüz ms'lik bir gecikme süresi vardır. Bu gecikme kişinin sıcak cisme gösterdiği ilgi ile de ilgilidir (Anonim, 2012).



Şekil 2.8. Kaslardaki servomekanizmanın blok diyagramı

2.7. EMG İşareti ve Özellikleri

Elektromiyografi (EMG), sinir sistemi tarafından kontrol edilen ve kas kasılması sırasında üretilerek kaslardan toplanan elektrik sinyallerini gerilim olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir. Bu sinyaller kasların anatomik ve fizyolojik özelliklerini temsil eder (Farina ve Negro, 2012). EMG işareti rastlantısal (stokastik) bir yapı gösterir ve “Gaussian” dağılım fonksiyonu ile tanımlanır. EMG işaretinin genliği 0 ile 10 mV arasında değişmekte olup kullanılabilen işaret enerjisi 50-500 Hz frekansları aralığındadır. Bu frekans aralığındaki baskın enerji ise 50-150 Hz frekans aralığında yer almaktadır (Anonim, 2003). Şekil 2.9.’da EMG işareti gösterilmiştir.



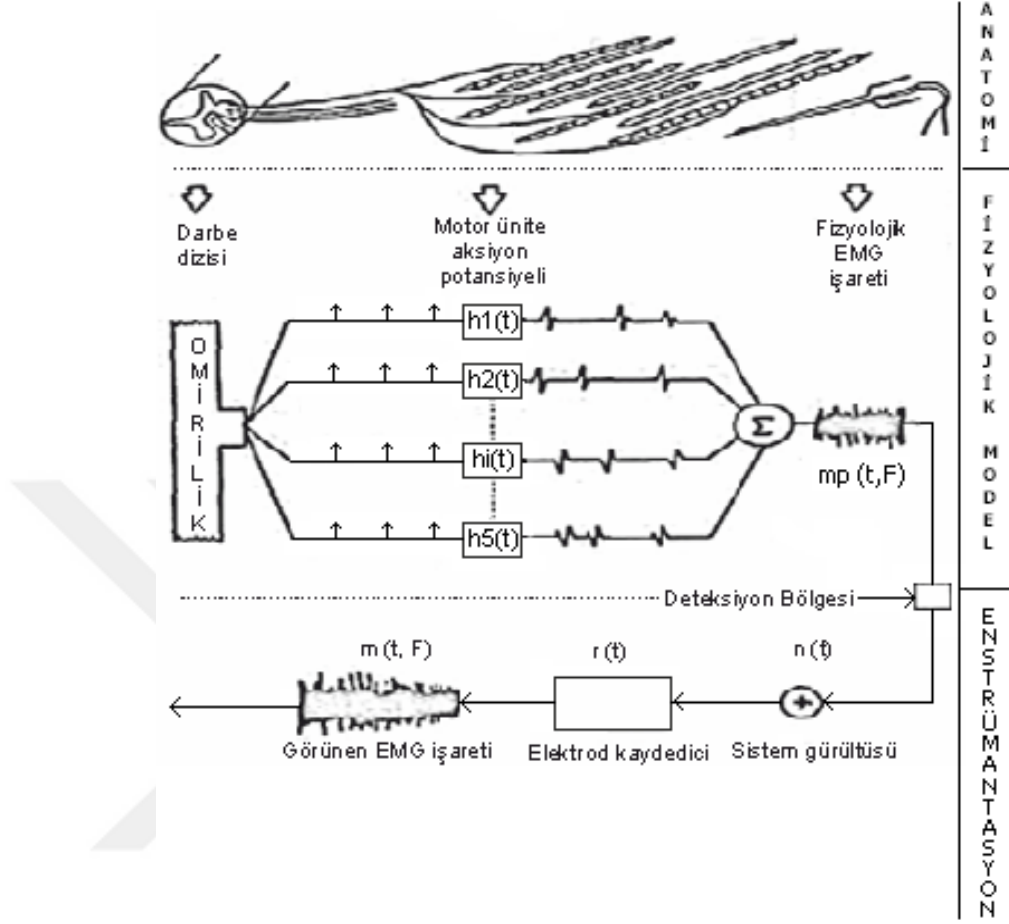
Şekil 2.9. EMG işareti

Şekil 2.9.'da gösterilen EMG işaretinde, genliğin yükseldiği zamanlar EMG işaretinin elde edildiği kasın kas aktivasyonunun yüksek olduğu zamanları, EMG işaretinde genliğin düştüğü zamanlar ise EMG işaretinin elde edildiği kasın kas aktivasyonunun düşük olduğu zamanları göstermektedir.

2.8. EMG İşaretinin Algılanması

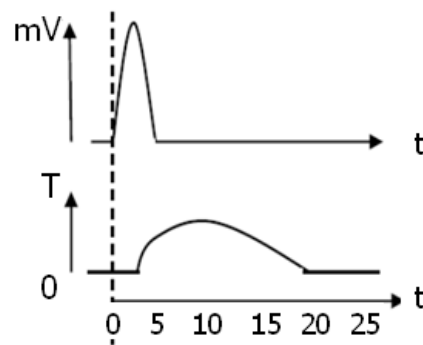
Bir duyu alıcısı uyarıldığı zaman, duyu sinir lifi boyunca yürüyen bir depolarizasyon dalgasını yani aksiyon potansiyelini oluşturur. Oluşan bu darbe dizisi beyne ulaşır. Bu işareti alan beyin, karşılık olarak motor uç plakalarının depolarizasyonuna neden olan uyarıyı, motor sinirleri boyunca yayınlanan aksiyon potansiyelleri şeklinde kasa gönderir. Motor uç plakalarının depolarizasyonu kas lifi içindeki hücreleri depolarize eder ve lifler kasılır. Az sayıdaki hücrenin net potansiyel değişimi ölçülmek isteniyorsa bu ölçüm iğne elektrotlarla, birçok motor ünitesinin oluşturduğu toplam potansiyel ölçülmek isteniyorsa ölçüm yüzey elektrotlarıyla yapılır. Bir mikroelektrot vasıtasıyla sadece bir hücreye ait ölçme yapıldığında hücrenin tüm faaliyeti 1 ms'den kısa sürede biter. İğne elektrodun bir hücrenin yakınına yerleştirilmesi durumunda elektrot çevre hücrelerden gelen değişimleri de algılar. Aynı motor ünitesine bağlı kas lifleri, motor uç plakalarına bağlı sinir dalları vasıtasıyla yaklaşık aynı zamanda uyarılmasına rağmen, gerek hücrelerin depolarize durumda kalış sürelerindeki farklılıklar ve gerekse kas liflerine gelen sinir dallarının uzunluklarındaki farklılıklar sebebiyle bir motor ünitesinin değişim süreci 2-5 ms civarındadır. Bu asenkron durum, kas hareketinin düzgünlüğüne katkıda bulunur. Bir hastalık olması durumunda, aynı motor ünitesinden alınan EMG şekli sağlıklı hâle göre farklılık gösterecektir. Periferik (çevresel) nöropatilerde, kasın kısmi olarak sinirsel uyarıyı alamaması durumu görülebilir. Sinirler kendilerini yenileyebilen dokulardır. Yani hastalıktan sonra bir düzelme olağandır. Kendini yenilemekte olan sinir liflerindeki iletim hızı, sağlıklı sinir liflerine oranla daha yavaştır. Bunun yanında birçok periferik nöropatide nöronların uyarılabilirlik özelliği de değişebileceği için sinirsel iletim hızında genel bir yavaşlama görülür. Bunun neticesinde de EMG şeklinde bir dağılıma ortaya çıkar (Anonim, 2012). Şekil 2.10.'da EMG işaretinin alındığı

anatomik yapı, bu yapıya ait fizyolojik model ve bu modelden EMG işaretinin algılanmasını sağlayan enstrümantasyon süreci görülmektedir.



Şekil 2.10. EMG işaretlerinin oluşumu ve yüzey elektorda ulaşması (Taşan, 2008)

Kasa uyarının gelmesinden sonra kasın kasılmaya başlamasına kadar geçen zamana gecikme süresi denir (latent period). Gecikme zamanı Şekil 2.11.'de gösterilmiştir. "T"sembölü, mekanik gerilmeyi göstermektedir.



Şekil 2.11. Kasa uyarının gelişi ve kasın kasılması (Anonim, 2012)

2.9. EMG Gürültü Kaynakları

EMG işareti kaydedilirken işaretin doğruluğunu etkileyen en önemli unsurlardan birisi sinyal/gürültü oranı (SNR)'dır. Başka bir deyişle SNR, EMG işaretindeki enerjinin gürültü enerjisine oranı anlamına gelmekte olup, bu değerin yüksek olması elde edilen EMG işaretlerinin kalitesinin yüksek olduğunu göstermektedir. Gürültü, genellikle EMG işaretleri arasındaki istenmeyen elektriksel işaretler olarak tanımlanır. Gürültü işaretlerinin ortaya çıkmasında, deri ile elektrot arasındaki elektrostatik alan, elektronik cihazlar, hareket artefaktları, ölçüm yapılmak istenen kasa komşu olan diğer kas gruplarından gelen aksiyon potansiyelleri (yanses) ile elektrot özelliği ve yerleşimi gibi faktörler etkili olabilir.

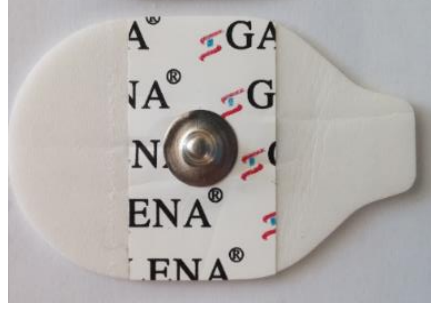
Bu bağlamda; ölçüm uygulamalarına başlamadan önce EMG sinyalinin güvenilirliğini arttırmak için yukarıda üzerinde durulan faktörler göz önünde bulundurulurarak gerekli önlemlerin alınması gerekir.

2.10. EMG Elektrotları

Biyolojik işaretlerin özellikle tıpta teşhis amacına yönelik olarak algılanabilmesi için vücut ile ölçme düzeni arasındaki iletişimi sağlayan ayrıca çeşitli amaçlar ve özellikle tedavi amacı için organlara akım gönderilmesini sağlayan elemanlara elektrot adı verilir. EMG uygulamalarında genellikle iki çeşit elektrot kullanılır. Bunlar; yüzey elektrotları ve iğne elektrotlardır (Anonim, 2012).

2.10.1. Yüzey elektrotlar

Yüzey elektrotları, biyolojik işaretlerin deri üzerinden algılanmasında kullanılır. Elektrotlar, gümüş/gümüşklorür (Ag/AgCl) elektrot tabanının hemen altında, elektroda yapışık durumda, jel emdirilmiş sünger olarak imal edilir. Yüzey elektrotları, çabuk ve kolay uygulanabilmesi ve herhangi bir rahatsızlık vermemesi açısından avantajlıdır. Ancak sadece yüzeysel kaslarda uygulanabilmesi ve yansesten etkilenebilmesi gibi dezavantajları bulunur (Anonim, 2012). Şekil 2.12.'de bir yüzey elektrotu gösterilmiştir.

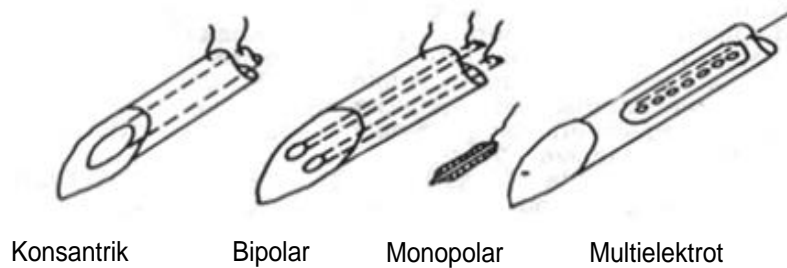


Şekil 2.12. Yüzey elektrotu

2.10.2. İğne elektrotlar

Kas içi EMG ölçümleri yapmak için birkaç μm kalınlığa kadar inceltilmiş paslanmaz çelik veya tungsten elektrotlar kullanılmaktadır. Bu tür elektrotlarda elektrot ile deri arasındaki iletkenliği artırıcı jel kullanılmaz. Elektrolit olarak hücre sıvısı kullanılır. Bu elektrotlarda, yüzey elektrotlara göre daha kararlı işaretler elde edilebilmektedir. Ancak bunların kullanılması çoğu zaman hastayı rahatsız etmektedir. Çünkü iğne çapları 0,1 mm ile 1 mm arasında değişmektedir. İğne elektrotların; konsantrik, bipolar, monopolar ve multielektrot gibi farklı türleri bulunmaktadır.

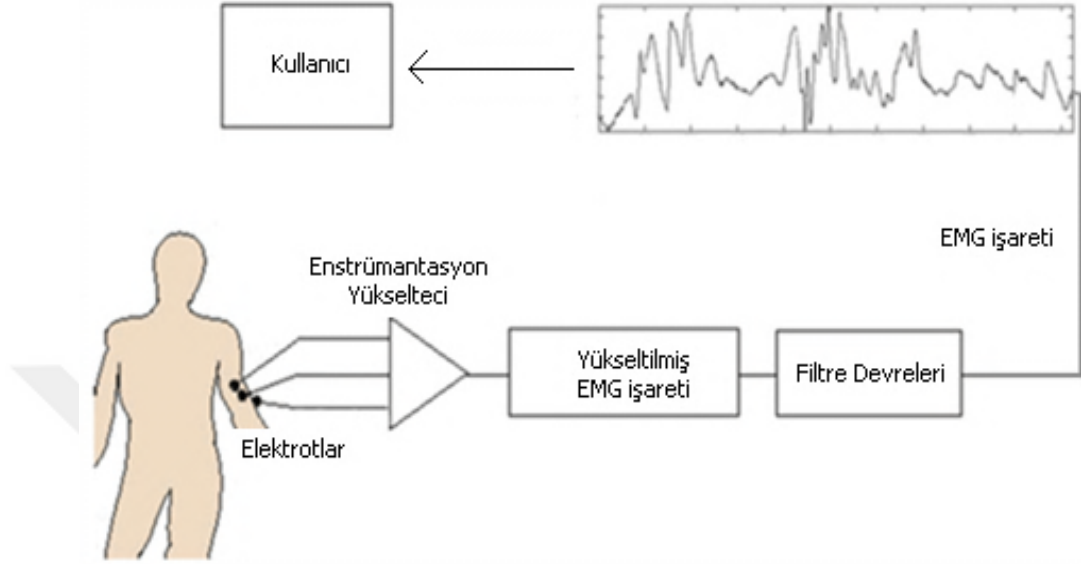
İğne elektrotlar içi boş bir enjeksiyon iğnesine benzer. Bu iğnenin içinde üzeri izole edilmiş bir tel bulunur. Bu, elektrodun aktif kısmını, dışıda inaktif kısmını oluşturur. İğne elektrotları, aşırı derecede duyarlı olması, derin kaslara ulaşabilmesi ve yanseslerden çok az etkilenmesi gibi avantajlara sahiptir. Ancak kullanımı için personelin tıp sertifikasına sahip olması gerekliliği, uygulama yapılırken hastanın rahatsızlık duyabilmesi, ölçülen bölgenin tüm kası temsil etmemesi gibi dezavantajları da bulunur. Şekil 2.13.'te iğne elektrot türleri gösterilmiştir (Tümen ve Arslan, 2007).



Şekil 2.13. İğne elektrot türleri

2.11. EMG Ölçüm Düzenegi

EMG işaretleri, elektrotlar, yükseltici devre ve filtre devreleri yardımıyla ölçülebilir. EMG ölçüm düzenegini gösteren blok diyagram Şekil 2.14.'te gösterilmiştir.



Şekil 2.14. EMG ölçüm düzenegini gösteren blok diyagram

Elektrot olarak yüzeysel kas incelemeleri için yüzey elektrotları kullanılabilirken, derin kas incelemeleri için iğne elektrotlar tercih edilir. Yüzey elektrotları ile elde edilen EMG işaretlerinin genlikleri çok küçük değerlikli olup içerisinde çeşitli gürültü işaretlerinin de barındırdığından dolayı, bir elektronik devre yardımıyla yükseltilmesi ve çeşitli filtre işlemlerinden geçirilmesi (koşullandırılması) gerekir. Elektronik devre yardımıyla koşullandırılan EMG işaretleri çeşitli izleme donanımları yardımıyla izlenebilir, teşhis ve tedavi, insan-makine arabirimi ve çeşitli protez uzuv çalışmalarında kullanılabilir (Anonim, 2012).

3. KABLOSUZ ALGILAYICI AĞLAR

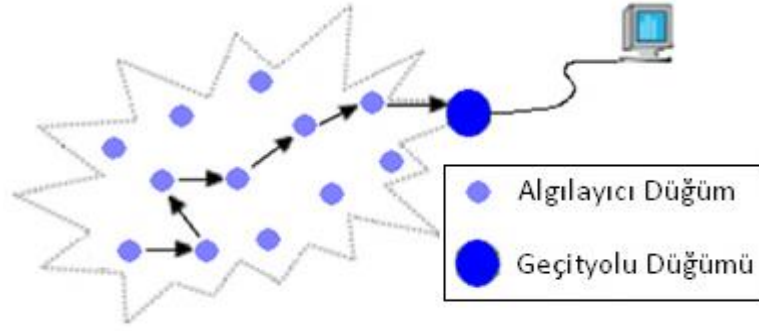
Bu bölümde Kablosuz Algılayıcı Ağ (KAA)'lar tanıtılmış, özellikleri ve uygulama alanları ile ilgili bilgiler verilmiştir. Ayrıca çalışmada kullanılan KAA donanımı olan TelosB düğümleri tanıtılmış, KAA düğümlerinin yazılım kısmını oluşturan TinyOS işletim sistemi ve NesC programlama dili ile ilgili bilgiler verilerek uygulama geliştirme ortamı olan Eclipse programına kısaca değinilmiştir. Bu bölümde KAA ve özellikleri, KAA donanımları, KAA'da iletişim mimarisi, KAA uygulama alanları, TelosB düğümü ve özellikleri, TinyOS işletim sistemi ve NesC dili ile Eclipse tümleşik geliştirme ortamı konuları bulunmaktadır.

3.1. KAA ve Özellikleri

Mikro-elektro-mekanik sistem (MEMS) teknolojileri, kablosuz iletişim ve sayısal elektronikteki son gelişmeler, düşük maliyetli, düşük güç harcayan, çok fonksiyonlu algılayıcı düğümlerin gelişmesine izin vermiştir ki bu düğümler kısa mesafelerde bağımsız haberleşebilir ve küçük boyutludurlar (Akyıldız vd., 2002). Kablosuz algılayıcı düğümlerin bir araya gelmesi ve fiziksel ya da çevresel olayları izlemek amacıyla organize edilmesiyle oluşan yapılara ise Kablosuz Algılayıcı Ağ (KAA) adı verilir.

Bir KAA'ı oluşturan düğümler birbirleriyle veri alışverişi yaparak iletişim kurarlar. Bu düğümler sıcaklık, basınç, nem ve kirlenici madde gibi çevresel bilgileri elde eder ve bu bilgileri bir baz istasyonuna gönderir. Sonrasında izlenen verinin tipine ve büyüklüğüne bağlı olarak kablolu bir ağa bilgi gönderirilir ve bir alarm ya da bir eylem harekete geçirilir (Obaidat ve Misra, 2014).

Algılayıcı düğümler ve geçityolu düğümünden oluşan bir KAA'nın yapısı Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. KAA yapısı

KAA'ı oluşturan algılayıcı düğümler ortamdaki fiziksel ve çevresel olayları gözlemleyerek bilgi toplamak ve bu bilgileri diğer düğümlere ya da geçityolu düğüme iletmekle görevlidir. Geçityolu düğüme ise algılayıcı düğümlerden gelen algılama bilgilerini toplayarak değerlendirilmek üzere bir bilgisayara ya da kablolu bir ağa iletir.

KAA düğümleri, temel olarak algılayıcı birimi, mikrodenetleyici birimi, bellek birimi, iletişim birimi ve güç biriminden oluşur. Kablosuz algılayıcı düğümler, düşük maliyetli, düşük güç tüketimli, küçük boyutlu ve bağımsız çalışabilme yeteneği gibi birçok avantaja sahip olmalarına karşın, sınırlı işlem kapasitesi, sınırlı bir bellek, kısıtlı enerji kaynağı ile çalışma ve bozulmaya yatkın olma gibi bazı dezavantajlarında bünyesinde barındırırlar.

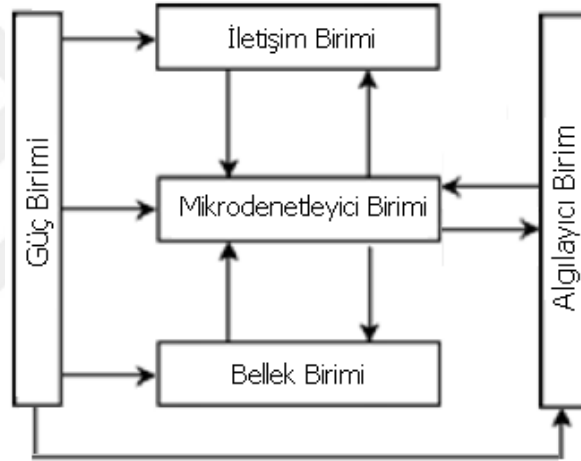
KAA düğümleri C dilinin bir verisyonu olan NesC dili yazılmış açık kaynak kodlu TinyOS işletim sistemi ile çalışırlar. TinyOS işletim sistemi UC Berkeley (University of California, Berkeley) araştırmacıları tarafından geliştirilmiştir ve KAA düğümlerin sınırlı donanım yapılarının en verimli şekilde kullanılabilmesi için kullanıcılara imkân sağlar. Gerçekleştirilen uygulamalara ilişkin kullanıcı programları da NesC dili ile hazırlanır ve komut satırında derlendikten sonra KAA düğümlerine yüklenir.

Bugüne kadar üretilen ve yaygın olarak kullanılan KAA düğümlerinden başlıcaları, UCLA (University of California, Los Angeles) ve Rockwell Bilim Merkezi tarafından üretilen ticari kullanım amaçlı WINS ve Medusa, UC Berkeley tarafından geliştirilen ve içerisinde Wec, Mica, Mica2, MicaDot, MicaZ ile TelosB'yi barındıran Motes ailesi ve PicoRadio'dur.

KAA'lar içinde bulunduğumuz yüzyılın en önemli teknolojilerinden biri olarak kabul edilmektedir ve kullanım alanları gün geçtikçe artmaktadır. KAA'lar günümüzde askeri, çevre, sağlık ve ev uygulamaları başta olmak üzere birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

3.2. KAA Donanımları

KAA 'daki her bir düğüm genel olarak 5 temel birimden meydana gelir. Bunlar; Mikrodenetleyici birimi, bellek birimi, güç birimi, iletişim birimi ve algılayıcı birimdir. Bir KAA düğümünün sahip olduğu donanımların blok yapısı Şekil 3.2.'deki gibidir.



Şekil 3.2. KAA düğümü donanımı blok yapısı

KAA düğümü donanımı blok yapısında bulunan birimler alt kısımlarda açıklanmaktadır (Kalaycı, 2009).

3.2.1. Mikrodenetleyici birimi

Mikrodenetleyici birimi tanımlanan görevleri yerine getirir, algılanan verileri işler ve algılayıcı düğüm içerisindeki diğer bileşenlerin çalışmasını kontrol eder. Denetleyici olarak genel amaçlı masaüstü mikro işlemci, sayısal sinyal işlemcisi (DSP), alanda programlanabilir kapı dizileri (FPGA) ve uygulamaya özgü tümleşik devreler kullanılabilir diğer alternatifler arasında sayılabilir. Ancak mikrodenetleyiciler

algılayıcı düğüm için en uygun seçimidir. Diğer aygıtlara bağlanmadaki esneklikleri, programlanabilir yapısı, düşük enerji tüketimi nedeniyle mikrodenetleyiciler gömülü sistemler için birçok avantaj sağlar (Kalaycı, 2009).

3.2.2. Bellek birimi

Mikrodenetleyici üzerindeki bellek ve FLASH bellekler gömülü sistemler için enerji tüketimi bakımından uygun bellek tipleridir. Bunların dışındaki RAM bellekler seyrek olarak kullanılmakta veya hiç kullanılmamaktadır. FLASH bellekler maliyet ve depolama kapasitesi açısından kullanışlıdır. Bellek gereksinimleri yüksek oranda uygulamalara bağımlıdır. Saklanacak bilgi türüne göre iki farklı bellek sınıfından söz edilebilir, bunlar kullanıcı belleği ve program belleğidir. Uygulamayla ilgili veya kişisel bilgileri saklamak için kullanıcı belleği kullanılır, aygıtın programlanması için ise program belleği kullanılır. Program belleği ayrıca aygıtın tanımlayıcı verisini de içerebilir (Kalaycı, 2009).

3.2.3. Güç birimi

Algılayıcı düğümdeki enerji tüketimi algılama, veri işleme, ve kablosuz haberleşme nedeniyle olmaktadır. Algılayıcı düğümde en fazla enerji tüketimi kablosuz haberleşme için gerçekleştirilmektedir. Örneğin, 1 kB veriyi 100 m'lik bir uzaklığa iletmek için gerekli olan enerji, saniyede yaklaşık olarak 100 milyon komut işleyen bir işlemcide 3 milyon komut işlemek için gereken enerji miktarına eşittir. Algılayıcı düğümlerinin enerji ihtiyaçları pil ile sağlanmaktadır. Bu nedenle algılayıcı düğümlerde kullanılacak olan pilin kalitesi algılayıcı düğümler için oldukça önemlidir. Algılayıcı düğümlerde genellikle iki önemli güç koruma politikası kullanılmaktadır. Bunlar, Devingen Güç Yönetimi (DPM) ve Devingen Voltaj Ölçeklendirme (DVS)'dir. DPM kullanılmayan veya etkin olmayan bileşenleri kapatarak enerji tasarrufu sağlar, DVS yaklaşımı ise determinist olmayan iş yüküne bağlı olarak güç seviyeleri arasında geçişler yaparak çalışır, çünkü voltajı frekans ile birlikte değiştirerek güç tüketiminde azalma sağlamak mümkündür (Kalaycı, 2009).

3.2.4. İletişim birimi

Algılayıcı düğümler kablosuz iletişim sağlamak amacıyla sınai, bilimsel ve tıbbi cihaz (ISM) frekans bandını kullanır. Bu band ile küresel elverişlilikte özgür radyo yayını sağlanmış olur. Radyo frekans (RF) tabanlı olan bu iletişim çoğu KAA uygulaması için uygun olan iletişim şeklidir ve 433 MHz-2.4 GHz arasındaki iletişim frekansları kullanılır. Alıcı ve vericinin işlevselliği alıcı-verici adı verilen tek bir aygıt içerisinde birleştirilmiştir. İşlemsel durumlar İletme, Alma, Boş ve Uyku durumlarıdır (Kalaycı, 2009).

3.2.5. Algılayıcı birim

Algılayıcı düğümler sadece sınırlı güç kaynağına sahip algılayıcıları kullanabilir. Algılayıcılar üç kategori şeklinde sınıflandırılmaktadır. Bunlar; Pasif ve her yöne açık algılayıcılar, pasif ve dar açılı algılayıcılar ile aktif algılayıcılar'dır. Pasif ve her yöne açık algılayıcılar ortamı aktif araştırma ile değiştirmeden verileri toplayan algılayıcılardır. Kendi enerjilerine sahiptir, enerji analog sinyali yükseltmek için gereklidir. Bu ölçümlerde "yön" şeklinde bir kavram yoktur. Pasif ve dar açılı algılayıcılar pasiftir ancak iyi tanımlanmış ölçüm yönü kavramına sahiptir. Tipik bir örnek olarak kamera gösterilebilir. Aktif algılayıcılar ise ortamı aktif olarak araştırırlar, örnek olarak sonar veya radar sensörleri veya küçük patlamalarla şok dalgaları üreterek çalışan bazı sismik algılayıcı tipleri verilebilir. KAA'lardaki kapsayıcı teorik çalışmalar genellikle pasif ve her yöne açık algılayıcılar kullanılmaktadır. Her bir algılayıcı düğümü belirli bir kapsama alanına sahiptir ve bu kapsama alanındaki ölçümlerini güvenilir ve doğru bir şekilde raporlayabilir. KAA düğümlerinde kullanılan algılayıcılar elde ettikleri analog yapıları algılama bilgilerini analog/sayısal dönüştürücü (ADC) 'ye iletir. ADC tarafından uygun örnekleme frekansı ile örneklenen algılama bilgileri sayısal bilgiye dönüştürülür ve daha fazla işlem için mikrodenetleyiciye iletilir (Kalaycı, 2009).

3.3. KAA'da İletişim Mimarisi

KAA geniş alanlar içerisinde oluşan durum ve olayları gözlemler ve bu gözlemlere ilişkin veri toplar. Bu nedenle çevreden veri toplama ve gelen paketlerin yönlendirilmesi gibi temel işlevleri yerine getirmek amacıyla algılayıcı düğümlerin kendi aralarında veya geçityolu düğümü ile iletişim kurması ya da geçityolu düğümünün veri merkezi ile iletişime geçmesi gerekebilir. Bu gibi durumlarda çeşitli protokol kümelerinin kullanılması gerekmektedir. Protokol kümesi, gücü ve yönlendirme bilincini birleştiren, ağ protokolleri ile veriyi bütünleştiren, kablosuz ortam aracılığıyla gücü verimli kullanarak haberleşme yapılmasını sağlayan ve algılayıcı düğümlerin işbirliği yapmalarını sağlayan temel unsurdur. Protokol kümesi uygulama katmanı, ulaşım katmanı, ağ katmanı, veri bağlantı katmanı ve fiziksel katman ile birlikte güç yönetim düzlemi, taşınırılık yönetim düzlemi ve görev yönetim düzlemi bölümlerinden meydana gelir (Türkoğlu, 2013).

Uygulama katmanı sıcaklık, basınç, nem, hareket gibi farklı algılama görevlerine bağlı olarak uygulama katmanı üzerinde farklı uygulama yazılımları oluşturularak kullanılabilir. KAA'ların çok geniş uygulama alanları olmasına rağmen, potansiyel uygulama katmanı protokolleri henüz tam olarak belirlenmemiştir. Ancak muhtemel uygulama protokollerine örnek olarak SMP (Algılayıcı Yönetimi Protokolü), TADAP (Görev Atama ve Veri Gösterme Protokolü) ve SQDDP (Algılayıcı Sorgu ve Veri Dağıtım Protokolü) protokolleri gösterilebilir. SMP protokolü, sistem yöneticilerinin algılayıcı ağlarla iletişim kurmasını sağlayan protokol olarak düşünülebilir. TADAP protokolü, algılayıcı düğümlerin farklı bilgileri algılayabilmesi ve bunların sonuçlarını kullanıcılara veya ilgili birimlere iletebilmesini sağlayan mekanizma olarak algılanabilir. SQDDP ise, bir arayüze sahip kullanıcı uygulamalarını kullanarak çeşitli sorguların yayınlanması ve gelen cevapların toplanması gibi önemli birtakım fonksiyonları yerine getiren protokoldür (Türkoğlu, 2013).

Ulaşım katmanı KAA'ların özellikle internet ve diğer harici ağlara erişimi için ihtiyaç duyulan bir katmandır. Şu ana kadar KAA'lar için ulaşım katmanı protokolü ile ilgili herhangi bir girişim olmamasına rağmen, bilinen ulaşım katmanı protokolleri olan TCP ve UDP'nin algılayıcı ağlarda kısmen uygulanabilir olduğu

söylenbilir. Görev yöneticisi ve kaynak düğüm arasındaki iletişim için TCP protokolü kullanılabilir iken, algılayıcı düğümlerin sınırlı belleğe sahip olduğu düşünüldüğünde kaynak düğüm ile algılayıcı düğümler arasındaki iletişim için UDP protokolü kullanılabilir (Türkoğlu, 2013).

Ağ katmanı genellikle iletim katmanı tarafından sağlanan verinin yönlendirmesi için kullanılan protokollerinin bulunduğu katmandır. KAA'larda ağ katmanı bir takım kıstaslara göre tasarlanmaktadır. Bunlardan bazıları olan enerjinin verimli kullanılması ve verinin toplanması temel kıstaslardır. Veriler algılayıcı düğümler arasında transfer edilirken, minimum iletim enerjisi, maksimum verim ve minimum düğüm atlama sayısı gibi temel parametrelerin sınırlı kaynaklara sahip algılayıcı düğümler açısından iyi değerlendirilmesi gerekmektedir (Türkoğlu, 2013).

Veri bağlantı katmanı katman verilerin çerçeve yapılarına ait kontrollerin, ortam erişimi denetimi ve hata denetimi gibi çeşitli işlemlerin yapıldığı katmandır. Ortam erişim denetimi komşu düğümlerin iletileri ile olan çarpışmaları en aza indirebilmeli ve düğümler arasında güvenilir bir iletişim sağlayabilmelidir (Türkoğlu, 2013).

Fiziksel katman temel olarak frekans seçimi, sinyal algılama, modülasyon ve veri şifreleme gibi işlemlerin gerçekleştirildiği katmandır (Akyıldız vd., 2002). Fiziksel katman basit fakat güçlü kipleme, iletim ve alım tekniklerini adresler.

Güç, taşınırılık ve görev yönetim düzlemleri algılayıcı düğümleri arasındaki koordinasyonu sağlayan mekanizmalardır. Güç yönetim düzlemi bir algılayıcı düğümünün güç kullanımını yönetir, taşınırılık yönetim düzlemi algılayıcı düğümler arasındaki hareketleri algılar ve bunları kaydeder. Bu sayede algılayıcı düğümler komşularının kim olduğunu bilir, kendi güç ve görev kullanımlarını buna bakarak dengeleyebilirler. Görev yönetim düzlemi ise algılayıcı düğümün belirli bir alanda kendisine verilen algılama görevlerini dengelemesini ve zamanlamasını sağlayan yapıdır. Bu yönetim düzlemleri algılayıcı düğümler için önemlidir, çünkü bu sayede kaynakları paylaşabilirler, yönlendirme yapabilirler ve verimli bir şekilde birlikte çalışabilirler. Aksi halde algılayıcı düğümler sadece bireysel olarak çalışabilir (Türkoğlu, 2013).

3.4. KAA Uygulama Alanları

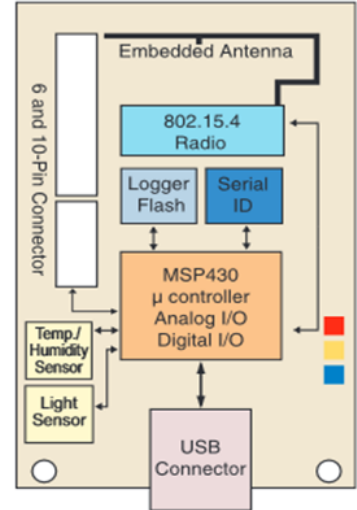
Başlangıçta sadece askeri alanda kullanılan KAA'lar teknolojik gelişmeler, insanların gereksinimlerinin artması ve maliyetlerin azalması ile beraber birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde KAA'ların dünya üzerindeki uygulamalarının çeşitliliği oldukça fazladır. İstihbarat, gözetleme, keşif ve hedef takibi gibi askeri uygulamalar, orman yangını tespiti, sel baskını tespiti ve hassas tarım uygulamaları gibi çevresel gözlemler, fizyolojik veri takibi ve hasta izleme gibi sağlık uygulamaları ile akıllı şehir uygulamaları başta olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır. KAA donanımları ile pek çok farklı tipte algılayıcı kullanabildiği için, KAA'ların çok fazla sayıda ve farklı türde kullanım alanı bulunmaktadır.

3.5. TelosB Dügümü ve Özellikleri

KAA'ları oluşturan algılayıcı düğümler çeşitli firmalarca üretilmekle beraber, bu çalışmada MEMSIC Inc. firmasının üretmiş olduğu TelosB düğümleri kullanılmıştır. TelosB düğümleri yurtiçi temsilci bir firma kanalıyla MEMSIC Inc. firmasından satın alınarak temin edilmiştir. TelosB düğümü ve donanımlarını gösteren blok diyagram Şekil 3.3.'te verilmiştir.



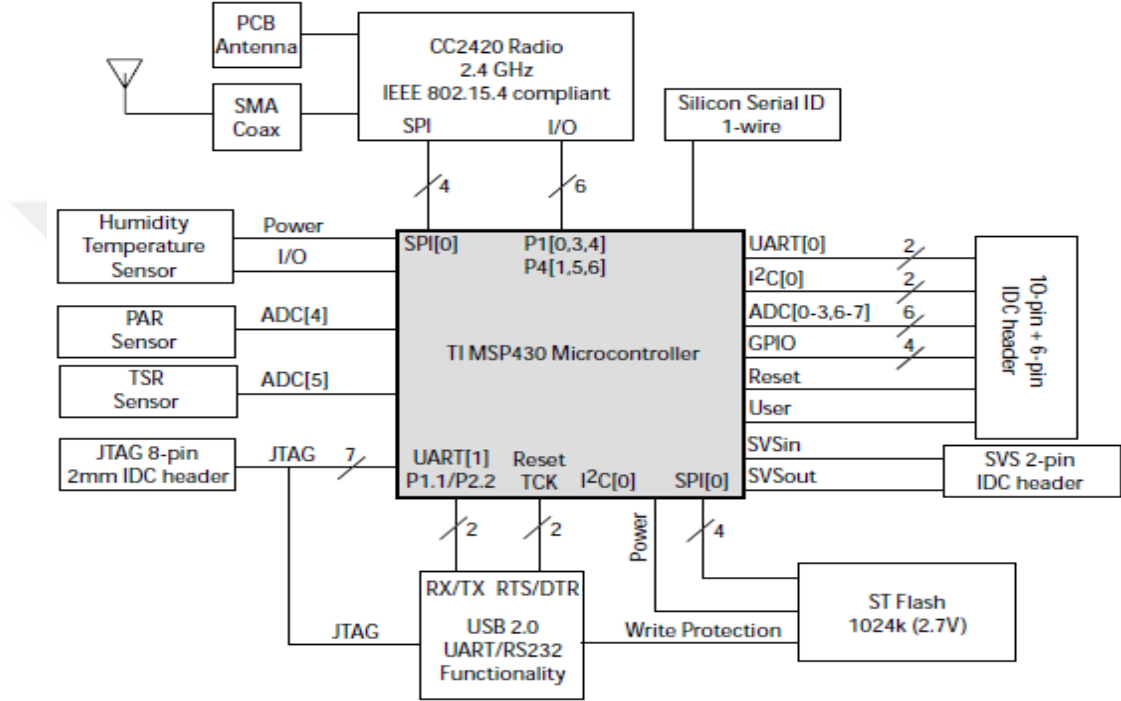
(a) TelosB düğümü



(b) TelosB donanımları

Şekil 3.3. TelosB düğümü ve donanımları (Anonim2, 2003)

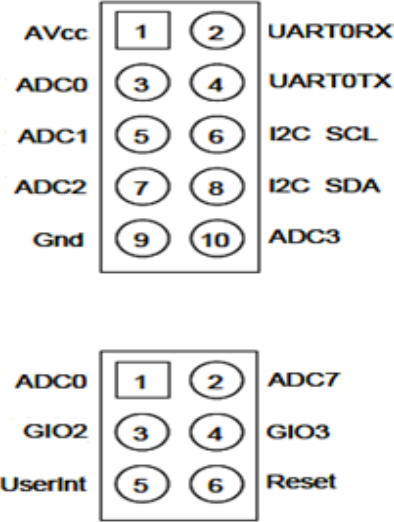
Aynı firmadan Mica2 ve MicaZ gibi algılayıcı düğümler de temin edilebilmektedir. Ancak Mica2 ve MicaZ düğümlerini programlamak için ayrıca bir programlama kartı gerekmektedir. TelosB düğümü ise doğrudan bilgisayarın USB portuna takılıp programlanabilme özelliğine sahiptir. TelosB'nin bir diğer özelliği akademik çalışmalarda en fazla tercih edilen algılayıcı düğüm olmasıdır. Söz konusu özellikleri sebebiyle bu çalışmada TelosB düğümleri tercih edilmiştir. TelosB düğümüne ait bileşenleri gösteren blok diyagram Şekil 3.4.'te verilmiştir.



Şekil 3.4. TelosB düğümüne ait bileşenlerin blok diyagramı (Anonim, 2006)

TelosB düğümü, 48 kB program belleği ve 10 kB RAM belleğine sahiptir ve 8 Mhz'de çalışan 16-bit RISC mimarili TI MSP430 mikrodenetleyici kullanmaktadır. TI MSP430 12-bit 8 kanal ADC 'ye sahiptir. 12-bit ADC sayesinde algılayıcılarla elde edilen 0-3 V aralığındaki analog yapıları işaretler iletilmek üzere sayısal işaretlere dönüştürülebilmektedir. TelosB düğümü kablosuz iletişimi IEEE 802.15.4 uyumlu Chipcon CC2420 alıcı/verici tümleşik devresini kullanarak gerçekleştirmektedir. Chipcon CC2420 alıcı/verici tümleşik devresi 2400 MHz ile 2483.5 MHz arasındaki ISM frekanslarını kullanarak, 250 kbps veri iletim hızı sağlamaktadır. Kablosuz iletim için kullanılan anten TelosB düğümünün baskılı devre kartı üzerinde oluşturulmuştur. TelosB düğümü, üzerinde bulunan USB bağlantısı sayesinde hem programlanabilir hemde geçityolu düğümü olarak kullanıldığı zamanlarda topladığı

verileri bilgisayara seri olarak iletebilir. TelosB düğümü bilgisayarın USB portuna takılı olmadığı zamanlarda iki adet 1.5 V AA kalem pil ile çalışmaktadır. TelosB düğümü TinyOS'un 1.1.11 ve daha üst sürümleri ile çalışabilir. TelosB düğümü üzerinde 6 ve 10 pinlik bağlantı konektörleri bulundurur, bu konektörler ve fonksiyonları Şekil 3.5.'teki gibidir.



Şekil 3.5. TelosB bağlantı konektörleri ve fonksiyonları (Anonim, 2006)

3.6. TinyOS İşletim Sistemi ve NesC Dili

Çalışmada kullanılan KAA'ı oluşturan algılayıcı düğümlerin görevlerini yerine getirebilmeleri için KAA düğümlerinde açık kaynak kodlu TinyOS işletim sistemi kullanılmıştır. TinyOS işletim sistemi, KAA'nın gereksinimlerini karşılayacak şekilde tasarlanmış olan bir gömülü işletim sistemidir. TinyOS işletim sistemi, California Üniversitesi, Berkeley Üniversitesi ve Intel'in iş birliği ile geliştirilmeye başlanmıştır. Daha sonra TinyOS Alliances adında uluslararası bir birlik kurulmuştur. TinyOS işletim sistemi günümüzde www.tinyos.net sitesinde açık kaynak kodlu olarak dağıtılmaktadır. TinyOS işletim sistemi, C programlama dilinin bir varyasyonu olan NesC programlama dili ile yazılmıştır ve klasik işletim sistemlerinden farklı olarak, işletim sisteminde çekirdek ve kullanıcı uygulamaları diye bir ayırım bulunmamaktadır. Bu yapı, programın işletilmesinin ve en iyilemenin daha iyi bir şekilde yapılabilmesine imkân verir. TinyOS işletim sistemi, "acele et ve uyu" şeklinde bir strateji izler. Bu strateji, güç tüketimini azaltmak ve çalışma

ömürünü arttırmak için mikrodenetleyicinin mümkün olduğunca uyuması prensibine dayanır. TinyOS işletim sisteminin nesneye yönelik olan yapısına ek olarak, TinyOS işletim sistemine özgü bir bileşen mimarisi vardır ve bu mimari KAA düğümlerinin sınırlı donanım özellikleri göz önüne alınarak geliştirilmiştir. Bileşen mimarisi, uygulama geliştirici için, birbirinden bağımsız bileşenleri kullanıcı uygulamasına özgü bir şekilde birleştirerek, kolayca yeni bir uygulama geliştirilmesine olanak sağlayacak yapıdadır. Bileşen mimarisine sahip TinyOS birçok bileşen içermektedir ve bu bileşenler uygulamaların gereksinimlerine göre eklenip çıkarılabilmektedirler. TinyOS bu özelliği sayesinde gömülü sistemler için geliştirilmiş diğer işletim sistemlerinden farklıdır. Çünkü uygulamalar işletim sisteminin sunduğu sabit servislere göre şekillenmeyip, işletim sistemi uygulamanın gereksinimlerine göre eklenen ya da çıkarılan bileşenler ile yapılandırılır. Bileşenler bir durum bilgisi ve o durum bilgisini işleyen işlevselliği barındırmaktadırlar. Bileşen arayüzü ise bir bileşenin gerçekleştirebileceği olaylar ve yürütmek için başka bileşenlere gönderdiği komutlar olarak tanımlanabilir. TinyOS bileşenleri sundukları ya da kullandıkları arayüzler üzerinden birbirlerine bağlanmaktadır. TinyOS'ta uygulama geliştirirken kullanılan dil, TinyOS'un da geliştirildiği nesC dilidir (Dener ve Bay, 2011).

Bileşen tabanlı bir dil olan nesC olay tabanlı bir işletim mekanizmasına sahip olan kablosuz algılayıcı ağlar için uygun bir programlama dilidir. Modül olarak isimlendirilen bileşenler bir gerçekleştirimi ve ilgili modülün diğer modüller ile ilişkilerini belirleyen arayüz tanımlamalarını içerirler. Arayüzler bir bileşenin işlevselliğini belirlerler. Modüllerin hangi arayüzleri kullanacağı ilgili modülün gerçekleştiriminde tanımlanır. Ancak bu modülün tanımladığı arayüzleri kullanabilmesi için, bu arayüzleri sağlayan modüllere bağlanması gerekmektedir. Modüllerin birbirleri ile etkileşimde bulunmasını sağlayan bağlama işlemi ise konfigürasyon dosyası olarak isimlendirilen bileşenler ile yapılır (Yıldırım ve Kantarcı, 2010).

TinyOS işletim sisteminde geliştirilen bir kullanıcı uygulaması gerçekte o uygulamada kullanılan bileşenler ve bunların birbiri ile olan bağlantılarını belirten konfigürasyon dosyalarından oluşmaktadır. KAA'larda kullanılan diğer işletim sistemleri ve desteklediği platformlar Çizelge 3.1.'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. KAA’da kullanılan işletim sistemleri ve desteklediği platformlar

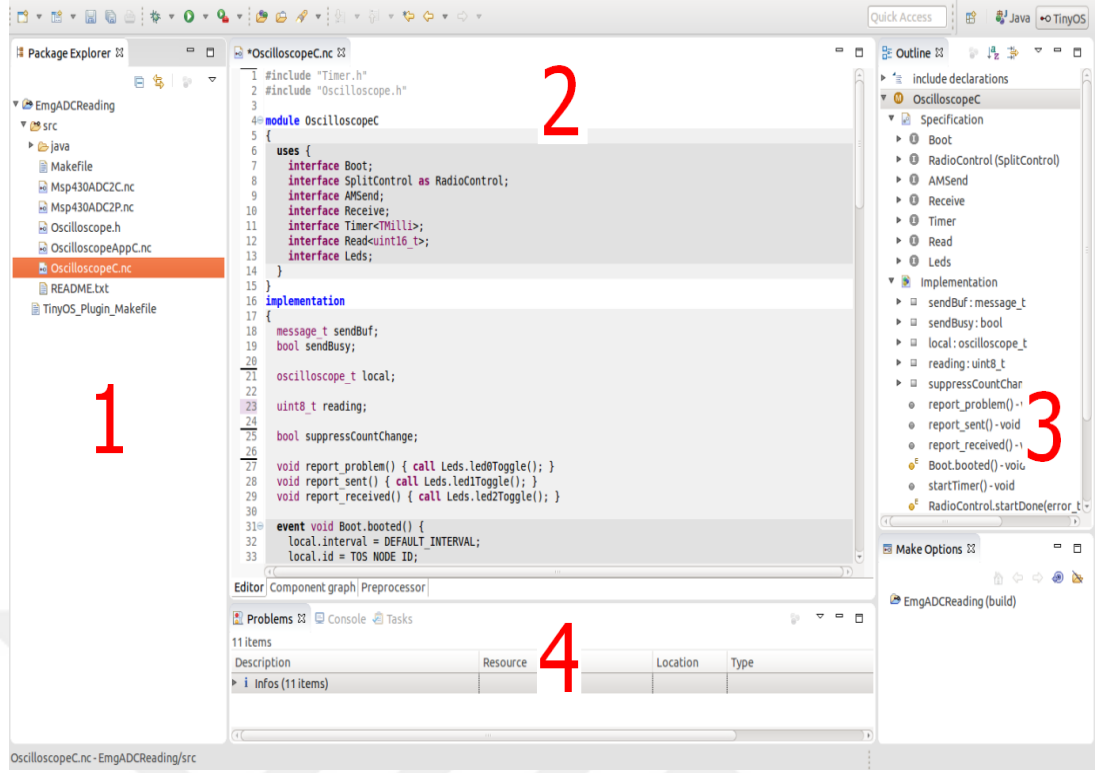
Sıra No	İşletim Sistemi	Kullanıldığı Algılayıcı Düğüm veya Desteklediği Platformlar
1	TinyOS	BTnode, EyesIF X v1, EyesIF X v2, IMote, IMote 1.0, IMote 2.0, Iris, KMote, Mica, Mica2, MicaZ, Rene, SenseNode, TelosB, Tmote Sky, Shimmer
2	Contiki	T-Mote Sky, TelosB, avr MCU, MSP430 MCU, x86, 6502
3	SOS	T-Mote Sky, KMote, Mica2, MicaZ, TelosB, avrora, Protosb, Cricket, Cyclops, emu
4	Mantis OS	Mica2, MicaZ, Nymph, TelosB
5	Microsoft .NET Micro	IMote 2.0

3.7. Eclipse Tümlleşik Geliştirme Ortamı

Tümlleşik geliştirme ortamı (IDE), bilgisayar programcılarının hızlı ve rahat bir şekilde yazılım geliştirebilmesini sağlayan ve geliştirme sürecinin organizasyonu ile değişiklerini takip etmeyi kolaylaştıran araçların tümünü içinde barındıran açık kaynak kodlu bir yazılım türüdür. En bilinen tümlleşik geliştirme ortamları olarak Eclipse, Microsoft Visual Studio, Dev-, C++, KDevelop, NetBeans ve Anjuta tümlleşik geliştirme ortamları sayılabilir.

Eclipse IDE’nin ana odak noktası Java ve Java ile ilişkili teknolojiler olup esnek yapısı sayesinde C ve Python gibi farklı diller için de kullanılmaktadır. Eclipse IDE, IBM Canada projesi olarak başlamıştır. 2005 yılında Eclipse projesinin yönetimi Eclipse Vakfı’na bırakılmıştır. Object Technology International (OTI) firması tarafından Smalltalk tabanlı VisualAge ailesinden olan IDE’lerin Java tabanlı olarak yeniden yazılması düşünülmüştür ve Eclipse IDE tamamen Java ile yazılmıştır. Hızlı arayüzü, şık görünümü ve güçlü özellikleriyle popüler bir geliştirme ortamı olmuştur. Eclipse ortamı, eklentiler yardımıyla işlevleri geliştirilerek birçok alanda kullanılabilir (Anonim, 2010).

TinyOS uygulamaları Eclipse IDE’nin kullanılarak geliştirilmekte ve düzenlenebilmektedir. Şekil 3.6.’da Eclipse IDE’nin Luna sürümünün kullanıcı arabirimi gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Eclipse tümleşik geliştirme ortamının kullanıcı arabirimi

Eclipse tümleşik geliştirme ortamı kullanıcı arabiriminde, 1 numara ile gösterilen pencere üzerinde çalışılan klasör ve dosyaların gösterildiği penceredir. Bu pencere yardımıyla üzerinde çalışılan dosyalar arasında kolaylıkla geçiş yapılabilir. 2 numara ile gösterilen pencere program dosyalarını oluşturan kodların yazıldığı ve düzenlendiği penceredir. 3 numara ile gösterilen pencere oluşturulan uygulamaya ait yapılar ve bu yapıların birbirleri ile olan ilişkilerinin kolaylıkla görüntülenebildiği ve denetlenebildiği penceredir. 4 numara ile gösterilen pencerede ise üzerinde çalışılan dosyaya ait açıklamalar ve olası hatalar gösterilmektedir.

Eclipse tümleşik geliştirme ortamında yeni bir TinyOS uygulaması geliştirmek için, Eclipse IDE çalıştırılır ve kullanıcı arabiriminde “File-New-Project” komut yolu tıklanır. Açılan pencerede “TinyOS-TinyOS Project” seçilir ve “Next” tıklanır. Ekranı gelen “New TinyOS Project” penceresinde “Project Name” alanına proje adı yazılır. Aynı pencerede bulunan “Target” alanında hazırlanan uygulamanın kullanılacağı KAA platformu seçilir ve “Finish” butonu tıklanır. Bu işlemlerden sonra oluşturulmak istenilen projeye ilişkin dosya ve klasörler Package Explorer penceresinde görülür ve “File-New” komut yolu izlenerek uygulamaya yeni başlık

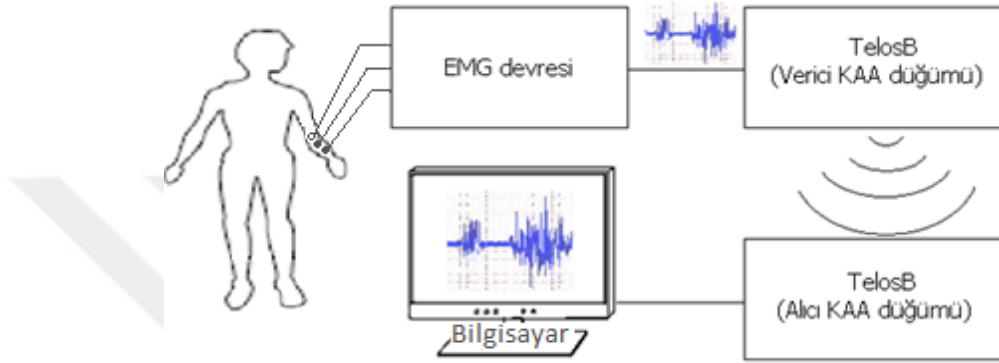
dosyası, arayüz, modül veya konfigürasyon dosyası eklenebilir. Hazırlanan proje bilgisayar üzerinde TinyOS uygulama dosyalarının bulunduğu Workspace klasörüne kaydedildikten sonra komut satırı aracılığı ile derlenebilir. Derleme sırasında ortaya çıkabilecek hatalar düzeltildikten ve tekrar derleme yapıldıktan sonra uygulama yazılımı KAA düğümlerine yüklenebilir hale gelir.

Yazılımların KAA düğümlerine yüklenmesi için KAA düğümlerinin bir kısmında ve programlama kartlarının büyük bir çoğunluğunda bulunan USB arayüzü kullanılır. KAA düğümü ya da programlanacak KAA düğümü takılı programlama kartı bilgisayarın USB portuna takıldıktan sonra kullanılan KAA düğümüne bağlı olarak değişen bir komut ya da komut dizisi yardımıyla derlenen yazılım KAA düğümüne yüklenebilir.



4. EMG İŞARETİNİN ELDE EDİLMESİ VE KAA İLE İLETİMİ

EMG işaretlerinin elde edilmesi ve kablosuz olarak iletilerek bir bilgisayarda görüntülenmesi için gerçekleştirilen sistemin blok yapısı Şekil 4.1.'de gösterilmiştir.



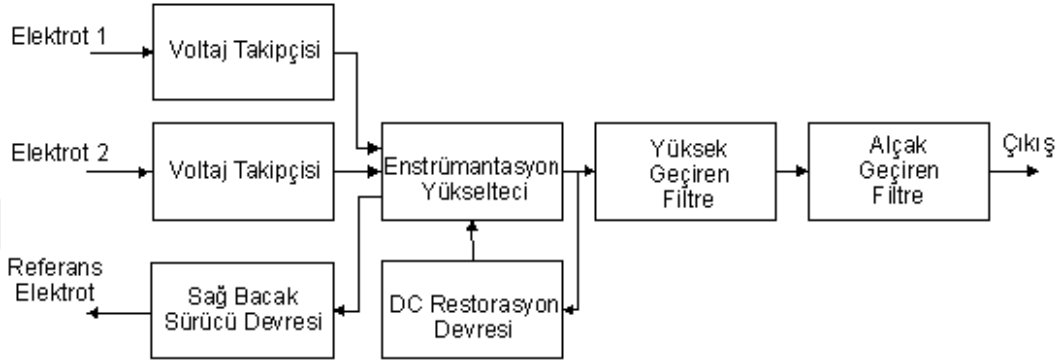
Şekil 4.1. Gerçekleştirilen sistemin blok yapısı (Chen ve Wang, 2013)

Şekil 4.1.'de görülen gerçekleştirilen sistem temel olarak 4 ayrı kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısımda EMG işaretleri yüzey elektrotları ile insan vücudundaki ön kol kasından alınmakta ve oluşturulan EMG devresi ile koşullandırılmaktadır. İkinci kısımda koşullandırılan EMG işaretleri verici KAA düğümü ile alıcı KAA düğümünün takılı olduğu bilgisayarın bulunduğu noktaya kablosuz olarak iletilmektedir. Üçüncü kısımda kablosuz olarak alıcı KAA düğümüne iletilen EMG işaretleri alıcı KAA düğümü tarafından alınmakta ve bilgisayarın evrensel seri veriyolu (USB) portuna aktarılmaktadır. Son kısımda ise alıcı KAA düğümü tarafından alınarak bilgisayarın USB portuna aktarılan EMG işaretlerinin bilgisayar ekranında görüntülenmesi gerçekleştirilmektedir.

4.1. EMG Devresi

Yüzey elektrotları ile sol ön kolda bulunan FDS kaslarından alınan küçük genlikli ve gürültü içeren ham EMG işaretlerini koşullandırmak (yükseltilmesi ve istenilmeyen

frekans bileşenlerinden arındırılması) amacıyla bir EMG devresi gerçekleştirilmiştir. EMG devresi, Chen ve Wang (2011) tarafından EEG sinyallerini elde etmek için geliştirilen elektronik devre üzerinde düzenlemeler yapılarak gerçekleştirilmiş olup beş bölümden oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla; voltaj takipçileri, enstrümantasyon yükselteci (IA), sağ bacak sürücü devresi (RLD), Doğru akım (DC) restorasyon devresi ve 1. dereceden yüksek geçiren bir filtre ile 1. dereceden alçak geçiren bir filtredir. Gerçekleştirilen EMG devresinin blok yapısı Şekil 4.2.'de gösterilmiştir.



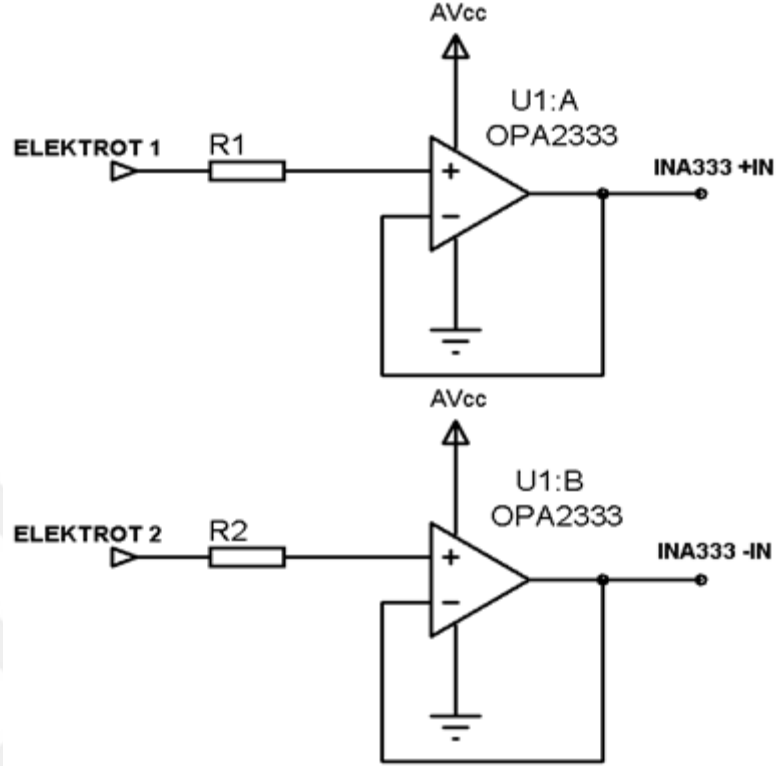
Şekil 4.2. EMG devresi blok yapısı

Gerçekleştirilen EMG devresinin elektronik devre şeması Ek A'da verilmiştir. EMG devresini oluşturan voltaj takipçisi, enstrümantasyon yükselteci, sağ bacak sürücü devresi, DC restorasyon devresi ve filtre devreleri aşağıda açıklanmıştır.

4.1.1. Voltaj takipçisi

Voltaj takipçisi, bir işlemsel yükselteç devresinin birim kazançlı yapılarak, giriş işaretinin çevirmeyen girişten uygulanmasıyla elde edilir. Voltaj takipçilerinde giriş ucu ile çıkış ucu arasındaki potansiyel fark sıfırdır. Bu devre büyük empedanslı işaret kaynaklarını küçük empedanslı alıcılara uyarlamak için kullanılır. EMG devresinde, insan vücudu ve enstrümantasyon yükselteci girişi arasında empedans uygunlaştırıcı olarak kullanılmıştır. Girişlerdeki dirençler ise statik yük birikimlerinin etkisini yok etmek için kullanılmıştır. Gerçekleştirilen EMG devresinde; voltaj takipçileri, sağ bacak sürücü devresi, DC restorasyon devresi ve filtre devrelerinin yapımında, Texas Instruments firmasının ürettiği ve içerisinde iki adet OPA333 işlemsel yükselteç devresi bulunan OPA2333 işlemsel yükselteç entegreleri kullanılmıştır. OPA2333 işlemsel yükselteç entegresi, düşük offset voltajına, düşük sükmnet

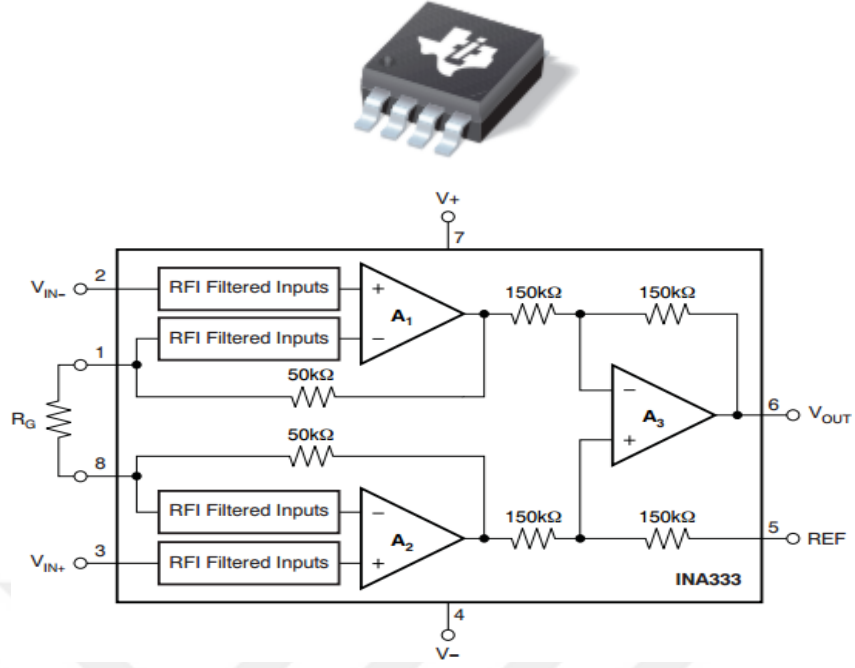
akımına ve düşük besleme gerilimi (minimum 1.8 V) özelliklerine sahiptir. EMG devresinde kullanılan iki adet voltaj takipçisi Şekil 4.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Voltaj takipçileri

4.1.2. Enstrümantasyon yükseltici

EMG işareti rastlantısal bir özellik gösterir, sinyalin genliği 0 mV ile 10 mV (tepeden tepeye ölçüm) arasında değişir ve bir yükselteç vasıtasıyla yükseltilmesi gerekir. Ayrıca EMG işareti ile beraber ortamdan alınan ortak modlu işaretler sinyal/gürültü oranını olumsuz etkiler. Gerçekleştirilen EMG devresinde elektrotlar ile elde edilen ham EMG işaretlerini yükseltmek ve ortak modlu gürültülerden arındırmak amacıyla enstrümantasyon yükseltici (IA) kullanılmıştır. EMG devresinde enstrümantasyon yükseltici olarak çok küçük güç tüketimli (50 μ A), sıfır kaymalı, yüksek ortak mod bastırma oranı (CMRR)'na (minimum 100 dB) sahip Texas Instruments firmasına ait INA333 IA entegresi kullanılmıştır. INA333 IA entegresi'nin iç yapısı Şekil 4.4.'te verilmiştir.



Şekil 4.4. INA333 IA entegresi ve iç yapısı (Anonim, 2008)

INA333 IA entegresinin 1 ve 8 nolu bağlantı uçları arasında istenilen değerde giriş direnci (R_G) bağlanarak, enstrümantasyon yükseltcinin kazancı (K) formül (4.1) ile hesaplanabilir (Anonim, 2008).

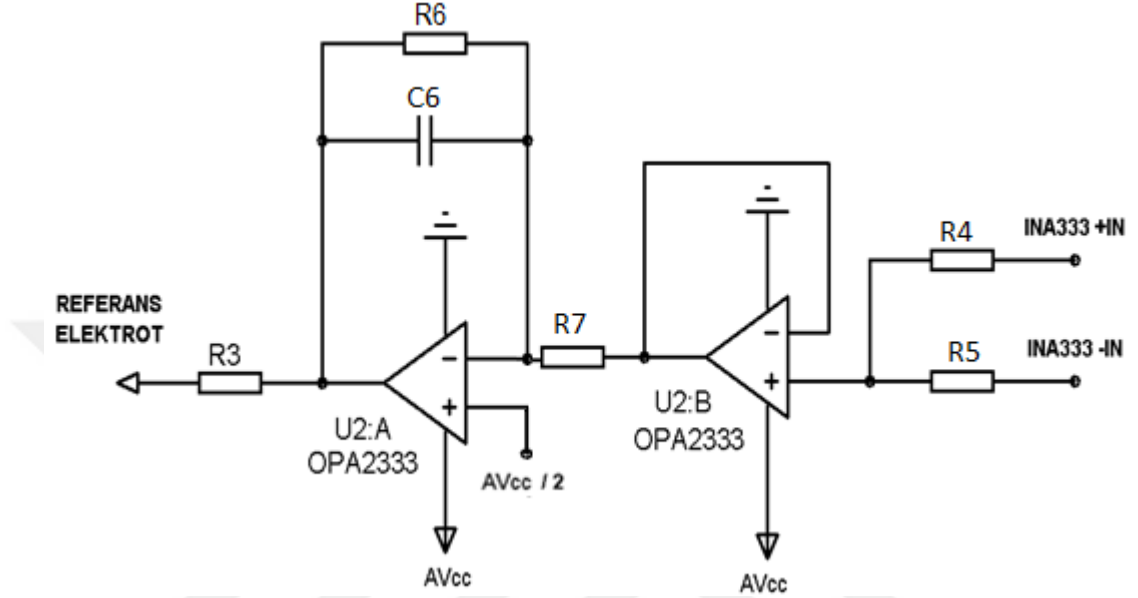
$$K = 1 + (50K\Omega) / R_G \quad (4.1)$$

Gerçekleştirilen EMG devresinde kullanılan R_G direncinin değeri 5 K Ω seçilmiştir. Böylece INA333 IA entegresinin kazancının 11 olması sağlanmıştır. Böylelikle EMG devresi ile vücuttan mV seviyesindeki EMG işaretleri INA333 IA ile 11 kat yükseltilir. Kazancın 11 gibi küçük bir değer olarak ayarlanmasının amacı vücuttan alınan EMG işaretleri ile birlikte enstrümantasyon yükseltci girişine gelen istenmeyen frekans bileşenlerinin çok fazla yükseltilmemesi gerekliliğidir.

4.1.3. Sağ bacak sürücü devresi

Elektrotlar ile vücuttan alınan işaretler içerisinde bulunan ortak modlu işaretlerin yok edilmesi için INA333 IA'nın yüksek CMRR oranına sahip olması tek başına yeterli değildir. Bu nedenle sağ bacak sürücü (RLD) devresi kullanılmıştır. RLD devresi elektrokardiyogram (EKG) devrelerinin tasarımında daha yaygın olarak

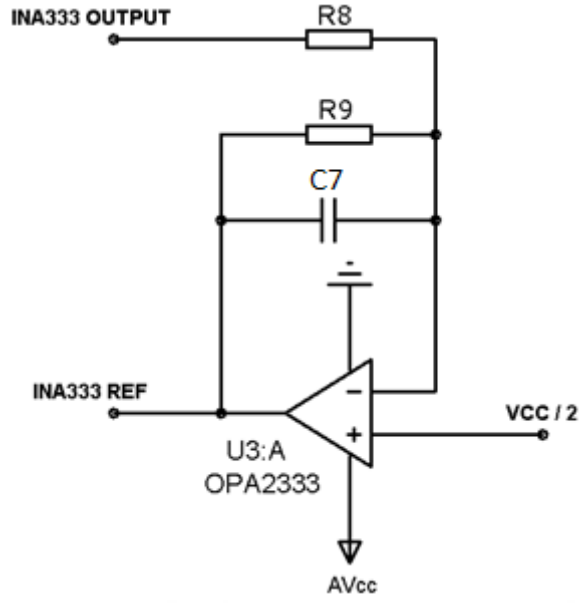
kullanılmakla beraber EMG devresi içinde kullanılabilir. Bu devre ile ortak modlu işaretler güçlendirildikten sonra, insan vücudundaki dirsek benzeri sert ve incelenen yüzeyden bir miktar uzak bir yere kullanılan referans elektrodu ile geri beslenmiştir. Bu devre sinyal/gürültü oranının iyileştirilmesine katkı sağlamıştır. EMG devresinde kullanılan sağ bacak sürücü devresi Şekil 4.5.'te gösterilmiştir (Winter vd., 1983).



Şekil 4.5. Sağ bacak sürücü devresi

4.1.4. DC restorasyon devresi

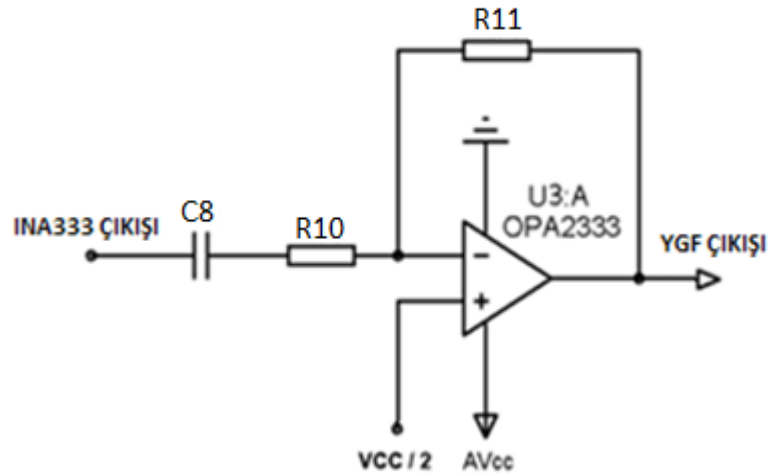
DC restorasyon devresi, enstrümantasyon yükselteci çıkışından sonra kullanılan işlemsel yükselteçlere ulaşabilecek olan DC voltajların ortadan kaldırılması için kullanılır. Böylece enstrümantasyon yükselteci çıkışında yer alan ve filtre devrelerini oluşturan işlemsel yükselteçlere ulaşacak DC voltajlar sonucunda işlemsel yükselteçlerin doyuma girerek işlevlerini yerine getirememesi veya zarar görmesi gibi durumların önüne geçilmiş olunur. Şekil 4.6.'da gerçekleştirilen DC restorasyon devresi gösterilmiştir.



Şekil 4.6. DC restorasyon devresi

4.1.5. Filtre devreleri

0 Hz ile 500 Hz frekans aralığına sahip olan EMG sinyallerinin baskın olduğu frekans aralığı 50 Hz ile 150 Hz aralığıdır. Bu aralıktaki EMG sinyallerinin düzgün bir biçimde elde edilebilmesi için filtre devrelerinin kullanılması gerekir. Bu nedenle sağ bacak sürücü devresi sonrasında baskın EMG sinyallerini elde etmek amacıyla, sırasıyla kesim frekansı 60 Hz olan bir yüksek geçiren filtre (YGF) ve kesim frekansı 160 Hz olan bir alçak geçiren filtre (AGF) kullanılmıştır (Anonim, 2015). Kullanılan YGF devresi Şekil 4.7.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Yüksek geçiren filtre devresi

YGF olarak 1.dereceden yüksek geçiren filtre devresi kullanılmıştır. Bu devrenin transfer fonksiyonu formül (4.2)'de gösterilmiştir.

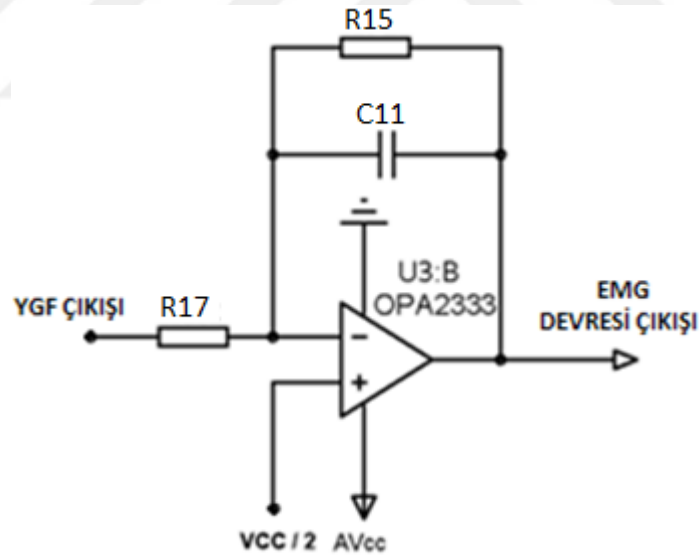
$$H_{YGF}(s) = K \frac{s}{s + w_c} \quad (4.2)$$

YGF'nin kazancı (K) formül (4.3) ile kesim frekansı (f_c) ise formül (4.4) ile hesaplanabilir.

$$K = \frac{R_{11}}{R_{10}} \quad (4.3)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \times \Pi \times R_{10} \times C_8} \quad (4.4)$$

AGF olarak 1.dereceden AGF devresi kullanılmıştır. Kullanılan AGF devresi Şekil 4.8.'de, transfer fonksiyonu ise formül (4.5)'de gösterilmiştir.



Şekil 4.8. Alçak geçiren filtre devresi

$$H_{AGF}(s) = K \frac{1}{s + w_c} \quad (4.5)$$

AGF'nin kazancı (K) formül (4.6) ile kesim frekansı (f_c) ise formül (4.7) ile hesaplanabilir.

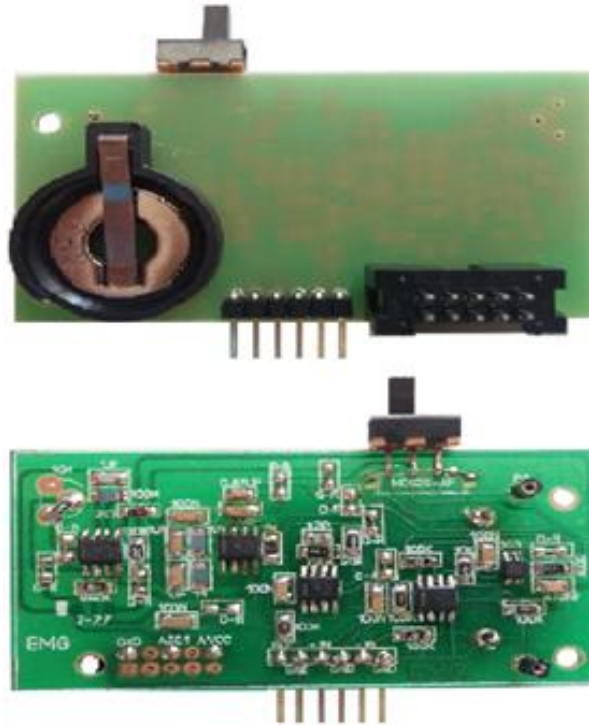
$$K = \frac{R_{15}}{R_{17}} \quad (4.6)$$

$$f_c = \frac{1}{2 \times \Pi \times R_{15} \times C_{11}} \quad (4.7)$$

Kullanılan filtre devreleri ile enstrümantasyon yükselteci çıkışındaki işaret içerisinde sadece EMG işaretleri bırakılarak istenilmeyen frekans bileşenlerinin çıkartılması sağlanmıştır.

Filtre devrelerindeki toplam kazanç 100 olarak seçilmiştir. Bu şekilde EMG devresinin toplam kazancı 1100 (enstrümantasyon yükselteci kazancı \times filtre devreleri toplam kazancı) olarak ayarlanmıştır.

Gerçekleştirme adımları verilen EMG devresini oluşturmak amacıyla, baskı devre çizim programı olarak kullanılan Sprint Layout 6.0 programı ile baskı devre tasarlanmış ve 4×7 cm boyutlarında bir baskılı devre kartı (PCB) oluşturulmuştur. Oluşturulmuş olan EMG devresinin PCB şeması Ek B'de gösterilmiştir. SMD yapısındaki devre elemanları PCB üzerine, SMT kullanılarak lehimlenmiştir. Gerçekleştirilen EMG devresinin üst ve alt görünümü Şekil 4.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Gerçekleştirilen EMG devresinin üst ve alt görünümü

4.2. KAA Dügümlerinin Programlanması

Yüzey elektrotları ve EMG devresi ile elde edilerek koşullandırılan EMG işaretlerinin KAA ile iletilmesi ve bilgisayar ekranında görüntülenmesi için iki adet TelosB düğümünden oluşan bir KAA kullanılmıştır. KAA'ı oluşturan KAA düğümlerinden birincisi olan TelosB düğümü yüzey elektrotları ve EMG devresi ile elde edilerek koşullandırılan analog yapıdaki EMG işaretlerini sayısala dönüştürmek ve kablosuz olarak alıcı TelosB düğümüne iletmekle görevli verici KAA düğümüdür. İkinci TelosB düğümü ise verici KAA düğümü tarafından kendisine iletilen EMG işaretlerini toplayarak seri port üzerinden bilgisayara aktarmakla görevli olan alıcı KAA düğümüdür. KAA düğümlerinin bu görevleri yerine getirebilmeleri için Ubuntu açık kaynak kodlu işletim sisteminin 4.1.4 sürümünün yüklü olduğu bir bilgisayara, TinyOS'un 2.1.2 sürümü yüklenmiş ve Eclipse IDE'nin Luna sürümü kullanılarak verici ve alıcı KAA düğüm uygulama yazılımları oluşturulmuş ve derlenerek ilgili KAA düğümlerine yüklenmiştir. Verici ve alıcı KAA düğümlerinin uygulama yazılımları ile ilgili bilgiler aşağıda verilmiştir.

4.2.1. Verici KAA düğümü uygulama yazılımı

EMG devresi ile elde edilen EMG işaretlerinin kablosuz iletimi verici KAA düğümü ile gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla EMG devresi ile koşullandırılan analog yapıdaki EMG işaretleri TelosB düğümünde bulunan TI MSP430 mikroişlemcisi içerisindeki 12-bit çözünürlüğe sahip ADC yardımıyla sayısal işaretlere dönüştürülmüş, ardından TelosB düğümü bünyesinde yer alan iletişim birimi yardımıyla kablosuz olarak alıcı KAA düğümüne iletilmiştir.

Bu işlemlerin verici KAA düğümü tarafından gerçekleştirilebilmesini sağlayacak EmgADCReading uygulama yazılımı, bir TinyOS uygulaması olan "Oscilloscope" uygulama yazılımı üzerinde, Eclipse IDE ortamında, düzenlemeler yapılarak hazırlanmıştır (Andreou, 2011;Anonim, 2014). EmgADCReading uygulama yazılımı içerisinde, OscilloscopeC, OscilloscopeAppC, Msp430ADC2C ve Msp430ADC2P modülleri bulunmaktadır. Bu modüllere ait yazılım kodları Ek C'de detaylı olarak gösterilmiştir. EmgADCReading uygulama yazılımı ile öncelikle EMG devresi ile elde edilen analog yapıyı koşullandırılmış EMG işaretleri uygun örnekleme frekansı

ile örneklendirilerek sayısal işarete dönüştürülmüştür. EMG devresi ile elde edilen analog yapıya koşullandırılmış EMG işaretlerinin verici KAA düğümünde yer alan ADC birimi ile sayısal dönüştürülmesi için, EmgADCReading uygulama yazılımı içerisinde yer alan Msp430ADC2C ve Msp430ADC2P modülleri kullanılmıştır. Bunlardan Msp430ADC2C modülü gerekli olan arayüz tanımlamalarını yapmakta, Msp430ADC2P modülü ise ADC donanımının konfigürasyon işlemlerini gerçekleştirmektedir. Msp430ADC2C modülü ile ADC yığına dönüşüm sonuçlarını kaydetmek için MSP430ADC2P modülü ile belirlenen ADC kanalı Read arayüzü kullanılarak örneklendirilmiştir. MSP430ADC2P modülü ile ise ADC giriş portunun, dahili referans voltajının, dönüşüm modunun, dönüşüm zamanlamasının, örnek tutma süresinin ve MSP430 mikrodenetleyicisi ile EMG devresinin uyumlu çalışabilmesi için diğer donanım karakteristiklerinin ayarlanması gerçekleştirilmiştir.

Analog yapıdaki EMG işaretlerinin iletilmeden önce sayısal işarete dönüştürülmesi işleminin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için MSP430ADC2P modülü ile ADC donanımının konfigüre edilmesi oldukça önemlidir. ADC donanımının konfigürasyonu için kullanılan konfigürasyon modülünde yer alan bazı kod satırları aşağıdaki gibidir.

```
implementation {
const msp430adc12_channel_config_t config = {
inch: INPUT_CHANNEL_A1,
sref: REFERENCE_AVcc_AVss,
ref2_5v: REFVOLT_LEVEL_1_5,
adc12ssel: SHT_SOURCE_ACLK,
adc12div: SHT_CLOCK_DIV_1,
sht: SAMPLE_HOLD_4_CYCLES,
samconssel: SAMPCON_SOURCE_SMCLK,
samcon_id: SAMPCON_CLOCK_DIV_1
```

Gerçekleştirilen ADC konfigürasyonunda, analog EMG işaretinin giriş kanalı olarak A1 girişi seçilmiştir. TI MSP430 mikroişlemcisi, ADC işlemleri için 2.5 V ve 1.5 V referans voltajı sağlayabilmektedir. Gerçekleştirilen konfigürasyonla ADC'nin referans voltajı olarak 1.5 V seviyesi seçilmiştir. ADC işaret kaynağı olarak ACLK seçilerek ADC'nin daha doğru çalışması ve daha az güç harcaması sağlanmıştır.

Sayısallaştırılan EMG işaretlerinin kablosuz iletimi için OscilloscopeC ve OscilloscopeAppC modülleri kullanılmıştır. TinyOS'un çoklu radyo iletişimi için sağladığı Active Message (AM) katmanı kullanılmıştır. AM servisleri Send, Receive

ve AMSend gibi birçok arayüzün kullanılmasına imkân verir. Bu arayüzler AMSenderC ve AMReceiverC bileşenleri tarafından sağlanır. OscilloscopeC modülüne ait bazı kod satırları aşağıda verilmiştir.

```
#include "Timer.h"
#include "Oscilloscope.h"
module OscilloscopeC
{
    uses {
        interface Boot;
        interface SplitControl as RadioControl;
        interface AMSend;
        interface Receive;
        interface Timer<TMilli>;
        interface Read<uint16_t>;
        interface Leds;
    }
}
```

OscilloscopeC modülünün hangi arayüzleri kullanacağını kendi gerçekleştirmesinde belirtilmektedir ancak bu modülün belirttiği arayüzleri kullanabilmesi için, bu arayüzleri sağlayan modüller ile bağlantısının yapılması gerekmektedir. Bu amaçla OscilloscopeAppC konfigürasyon modülü kullanılmaktadır. OscilloscopeAppC konfigürasyon modülüne ait bazı kod satırları aşağıda verilmiştir.

```
components OscilloscopeC, MainC, ActiveMessageC,
LedsC,
    new TimerMilliC(), new Msp430ADC2C() as Sensor,
    new AMSenderC(AM_OSCILLOSCOPE), new
AMReceiverC(AM_OSCILLOSCOPE);
OscilloscopeC.Boot -> MainC;
OscilloscopeC.RadioControl -> ActiveMessageC;
OscilloscopeC.AMSend -> AMSenderC;
OscilloscopeC.Receive -> AMReceiverC;
OscilloscopeC.Timer -> TimerMilliC;
OscilloscopeC.Read -> Sensor;
OscilloscopeC.Leds -> LedsC;
```

OscilloscopeAppC konfigürasyon modülü, OscilloscopeC modülünün kullandığı arayüzleri sunan MainC, ActiveMessageC, AMSenderC, AMReceiverC, TimerMilliC, Sensor ve LedsC isimli sistem bileşenlerini “->” operatörünü kullanarak OscilloscopeC bileşenlerine bağlamaktadır. MainC ve LedsC yapılandırma bileşenlerinin genel kod yapısı aşağıda gösterilmiştir.

```

configuration LedsC {
provides interface Leds;
}
implementation {
...
}

configuration MainC {
provides interface Boot;
...
}
implementation {
...
}

```

Bu bileşenler “provides” anahtar kelimesi ile sundukları arayüzleri belirtmektedir. Örneğin LedsC bileşeni “provides interface Leds” ile Leds arayüzünün komutlarını gerçekleştirdiğini belirtmektedir. “OscilloscopeC.Leds -> LedsC” kod parçacığı ile OscilloscopeC bileşeni ile LedsC bileşeni birbirine bağlanmaktadır. Böylelikle OscilloscopeC bileşeni, LedsC bileşeninin Leds arayüzü üzerinden sunduğu komutları çağırabilmektedir. “OscilloscopeC.Boot -> MainC “ kod parçacığı ile sistemdeki OscilloscopeC bileşeni ile MainC bileşenin açılışta çağıracağı “booted” olayının ilişkilendirilmesi sağlanmaktadır.

4.2.2. Alıcı KAA düğümü uygulama yazılımı

Verici KAA düğümü tarafından kablosuz olarak alıcı KAA düğümüne iletilen sayısallaştırılmış EMG işaretlerinin, alıcı KAA düğümü tarafından bünyesinde bulunan iletişim birimi ile algılanarak bilgisayarın ilgili seri portuna seri iletişim protokoleri ile iletilmesi gerekmektedir. Bu işlem için TinyOS uygulaması olan “BaseStation” uygulama yazılımı kullanılmıştır (Anonim 2014). BaseStation uygulama yazılımı içerisinde BaseStationC ve BaseStationP modülleri bulunmaktadır. Bu modüllere ait yazılım kodları Ek D’de detaylı olarak gösterilmiştir. BaseStationC konfigürasyon modülü olup gerçekleştirilecek işlem için arayüz tanımlamalarını içerir. Kullanılan BaseStationC konfigürasyon modülüne ait bazı arayüz tanımlama kodları aşağıdaki gibidir.

```

MainC.Boot <- BaseStationP;
BaseStationP.RadioControl -> Radio;
BaseStationP.SerialControl -> Serial;
BaseStationP.UartSend -> Serial;
BaseStationP.UartReceive -> Serial.Receive;
BaseStationP.UartPacket -> Serial;
BaseStationP.UartAMPacket -> Serial;
BaseStationP.RadioSend -> Radio;
BaseStationP.RadioReceive -> Radio.Receive;
BaseStationP.RadioSnoop -> Radio.Snoop;
BaseStationP.Leds -> LedsC;

```

BaseStationC konfigürasyon modülü, BaseStationP modülünün kullandığı arayüzleri sunan Radio ve Serial gibi sistem bileşenlerini “->” operatörünü kullanarak BaseStationP bileşenlerine bağlamaktadır. BaseStationP modülünde yer alan kütüphane ve kullanılan arayüz tanımlama kod satırlarından bazıları aşağıdaki gibidir.

```

#include "AM.h"
#include "Serial.h"
module BaseStationP @safe() {
  uses {
    interface Boot;
    interface SplitControl as SerialControl;
    interface SplitControl as RadioControl;
    interface AMSend as UartSend[am_id_t id];
    interface Receive as UartReceive[am_id_t id];
    interface Packet as UartPacket;
    interface AMPacket as UartAMPacket;
    interface AMSend as RadioSend[am_id_t id];
    interface Receive as RadioReceive[am_id_t id];
    interface Leds;
  }
}

```

BaseStationP modülü ise AM ve Serial kütüphane içeriklerini kullanarak alıcı KAA düğümüne gelen EMG işaretlerini algılamak ve seri port üzerinden bilgisayara aktarmak için kullanılır.

EmgADCReading ve BaseStation uygulama yazılımları Linux işletim sistemi komut satırında derlenerek ilgili KAA düğümlerine yüklenmiştir. BaseStation uygulama yazılımının derlenmesi Şekil 4.10.’da gösterilmiştir.

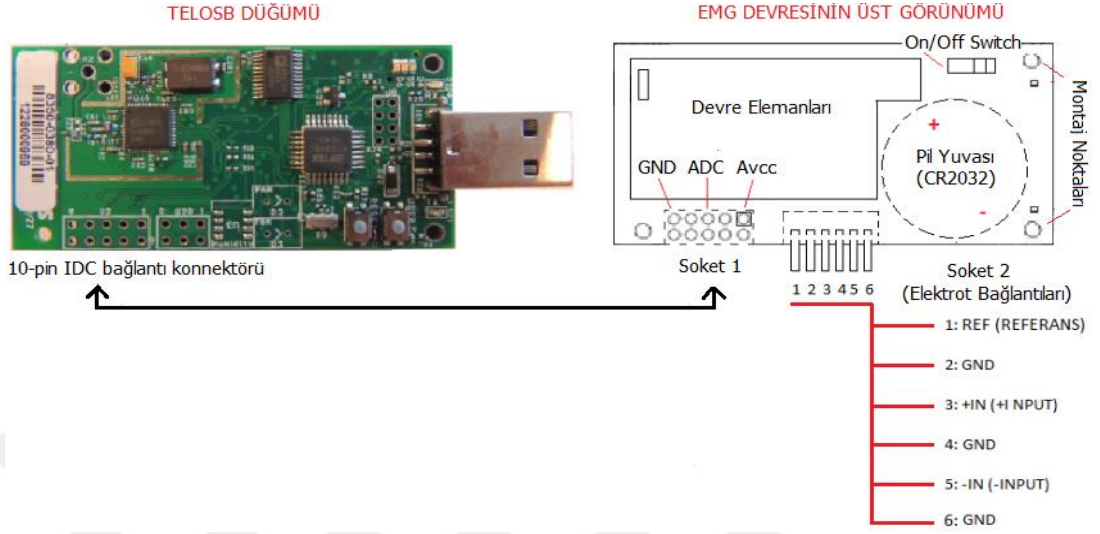
```
ea@ea: /opt/tinyos-2.1.2/apps/BaseStation
ea@ea:/opt/tinyos-2.1.2/apps/BaseStation$ make telosb
mkdir -p build/telosb
  compiling BaseStationC to a telosb binary
ncc -o build/telosb/main.exe -Os -fnesc-separator=__ -Wall -Wshadow -Wnesc-all -t
arget=telosb -fnesc-cfile=build/telosb/app.c -board= -DDEFINED_TOS_AM_GROUP=0x22 -
DCC2420_NO_ACKNOWLEDGEMENTS -DCC2420_NO_ADDRESS_RECOGNITION -DTASKLET_IS_TASK -DID
ENT_APPNAME="BaseStationC" -DIDENT_USERNAME="ea" -DIDENT_HOSTNAME="ea" -DIDE
NT_USERHASH=0x676fc9b8L -DIDENT_TIMESTAMP=0x552cc230L -DIDENT_UIDHASH=0xd901432eL
BaseStationC.nc -lm
/opt/tinyos-2.1.2/tos/chips/cc2420/lpl/DummyLplC.nc:39:2: warning: #warning "*** L
OW POWER COMMUNICATIONS DISABLED ***"
  compiled BaseStationC to build/telosb/main.exe
    14438 bytes in ROM
    1818 bytes in RAM
msp430-objcopy --output-target=ihex build/telosb/main.exe build/telosb/main.ihex
writing TOS image
ea@ea:/opt/tinyos-2.1.2/apps/BaseStation$
```

Şekil 4.10. BaseStation uygulama yazılımının derlenmesi

4.3. EMG Devresinin Verici KAA Düğümü ile Bağlantısı

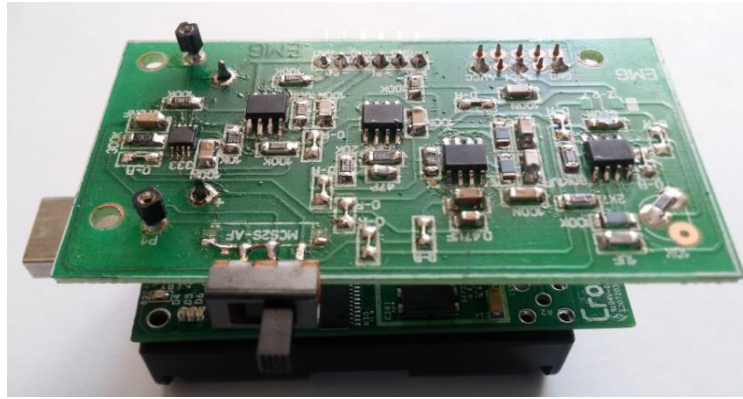
EMG devresi ve verici KAA düğümünün kolay ve pratik bir şekilde birleştirilebilmesi için EMG devre kartı TelosB devre kartı boyutlarına yakın ölçülerde tasarlanmıştır. EMG devre kartında TelosB düğümünde yer alan 10-pin IDC konnektörü ile bağlantı sağlamak için aynı ölçülerde bir bölüm oluşturulmuştur. EMG devresi ve TelosB düğümünün bağlantısı, EMG devresinde bulunan Soket 1 ile TelosB düğümünde bulunan 10-pin IDC konnektörü ile gerçekleştirilmektedir. EMG devresi çalışması için gereken enerjiyi, TelosB üzerindeki 10-pin IDC konnektörü aracılığıyla verici KAA düğümünde çalışmasını sağlayan ve üzerinde bulunan batarya yuvasına takılabilen 2 adet 1.5 V, AA pilden temin etmektedir. EMG devresinde bulunan AVcc ve GND pinleri sayesinde, verici KAA düğümündeki 10-pin IDC konnektörün 1 ve 9 numaralı pinleri üzerinden EMG devresine güç aktarımı yapılmaktadır. Güç gereksinimi için kullanılan AA piller yerine, EMG devresi üzerindeki yassı pil yuvasına 1 adet 3 V, CR2032 yassı pil takılarak ve EMG devresinin KAA düğümü ile gerekli bağlantısı yapılarakta EMG devresi ve KAA düğümünün çalışması sağlanabilmektedir. EMG devresinde bulunan ADC bağlantısı sayesinde ise EMG devresi ile koşullandırılan EMG işaretleri, verici KAA

düğümündeki 10-pin IDC konnektörün 5 numaralı pinine sayısallaştırılarak kablosuz iletilmek üzere uygulanmaktadır. EMG devresinin verici KAA düğümü ile bağlantısı Şekil 4.11.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. EMG devresinin verici KAA düğümü ile bağlantısı

Gerçekleştirilen EMG devresi ile verici KAA düğümünün konnektörler aracılığıyla bağlantısı sağlanarak EMG algılayıcı ve iletici donanımı oluşturulmuştur. EMG algılayıcı ve iletici donanımı Şekil 4.12.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. EMG algılayıcı ve iletici donanımı

EMG algılayıcı ve iletici donanımı sayesinde, yüzey elektrotları ve EMG devresi yardımıyla elde edilerek koşullandırılacak olan EMG işaretleri verici KAA düğümü ile sayısallaştırılarak farklı bir noktadaki bir bilgisayarın USB portuna takılı bulunan alıcı KAA düğümüne iletilebilir hale getirilmiştir.

5. ARAŞTIRMA VE BULGULAR

EMG işaretinin elde edilmesi ve KAA'lar ile iletimine ilişkin Bölüm 4.'te ayrıntıları anlatılan sistemin uygulanması Şekil 5.1.'de gösterilmiştir.



Şekil 5.1. Gerçekleştirilen sistemin uygulanması

Sistemin uygulanmasına ilişkin adımlar ve elde edilen sonuçlar aşağıdaki kısımlarda anlatılmıştır.

5.1. EMG İşaretinin Yüze Elektrotları ile Kol Kaslarından Alınması

EMG işaretlerini insan vücudunda bulunan ön kol kaslarından almak amacıyla üç adet tek kullanımlık Ag/AgCl yüze elektrotu kullanılmıştır. Bunlar; Kas yüzeyinden EMG işaretlerini almak amacıyla kullanılan iki adet giriş elektrotu ve giriş elektrotları ile kas yüzeyinden alınan işaretlerin içerisinde bulunan ve sinyal/gürültü

oranını olumsuz etkileyen ortak modlu gürültü sinayallerinin EMG devresi ile terslenerek güçlendirildikten sonra insan vücuduna geri iletilmesini sağlayan bir adet referans elektrotudur. Sol ön kolda bulunan Flexor Digitorum Superficialis (FDS) kasının yeri belirlendikten sonra birinci ve ikinci elektrotların yerleşim yerlerine iletkenliği arttıran jel uygulanmış ve yüzey elektrotları yerleştirilmiştir. Referans elektrotu ise sol kolda bulunan giriş elektrotlarından bir miktar uzak ve sert bir yüzeye sahip kol dirseği üzerine iletkenliği arttıran jel uygulandıktan sonra yerleştirilmiştir. Yüzey elektrotları ve bağlantı kablosu Şekil 5.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 5.2. Yüzey elektrotları ve bağlantı kablosu

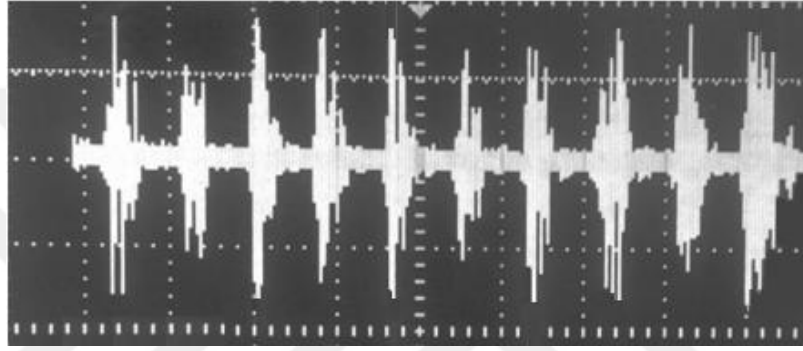
Yüzey elektrotları ile kol kasından alınan EMG işaretlerinin sinyal kalitesini arttırmak amacıyla aşağıdaki önlemler alınmıştır.

- FDS kasının bulunduğu alan ile ve sol dirsek alanındaki deri üzerine iletkenliği arttıran jel uygulanmış ve elektrotlar bu işlemin ardından yerleştirilmiştir. Böylece deri ile elektrotlar arasındaki direnç azaltılarak olası gürültü gerilimi azaltılmıştır.
- İki adet giriş elektrodu sol ön koldaki FDS kası üzerine 1 cm arayla yerleştirilmiş ve elde edilen fark işareti şeklindeki EMG işaretlerinin sinyal kalitesi arttırılmıştır.
- Yüzey elektrotları ile EMG devresi arasındaki bağlantı için çevresel gürültüyü azaltan koaksiyel kablolar kullanılmış ve bu kabloların uzunluğu mümkün olduğunca kısa tutulmuştur.

Yüzey elektrotları yardımıyla FDS kasından alınan EMG işaretleri koşullandırılmak üzere EMG devresine aktarılmıştır.

5.2. EMG İşaretinin EMG Devresi ile Koşullandırılması

Gerçekleştirilen EMG devresinin çıkışı sayısal osilaskopa giriş olarak uygulanmıştır. EMG devresi ile insan vücudunda sol ön kolda bulunan FDS kasına iki ve sol dirsek üzerine bir olmak üzere toplam üç yüzey elektrodu bağlanarak el açma kapatma hareketi ile birlikte FDS kasının çalışması sonucunda oluşan EMG işaretleri sayısal bir osilaskopta izlenmiştir. Yüzey elektrotların bağlı olduğu FDS kası çalıştırıldığında, EMG devresinin çıkışından elde edilerek osilaskop ekranında izlenen EMG işaretleri Şekil 5.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 5.3. EMG devresi ile FDS kasından elde edilen EMG işaretleri

Yüzey elektrotların bağlı bulunduğu FDS kasının faaliyetleri arttığında, EMG devresinin çıkış işaretinin genliği artmakta, FDS kasının faaliyetleri azaldığında ise EMG işaretinin genliği azalmaktadır. 60 Hz ile 160 Hz aralığındaki EMG işaretleri 1.8 V (tepeden tepeye ölçüm) olarak osilaskop ekranında gözlemlenmiştir.

Yüzey elektrotlarından alınan ve EMG devresi ile koşullandırılan EMG işaretlerinin sinyal kalitesini arttırmak amacıyla EMG devresi için aşağıdaki önlemler alınmıştır.

- Enstrümantasyon yükselteci olarak Texas Instruments firmasının ürettiği yüksek CMMR (minimum 100 dB) oranına sahip ve düşük güç tüketimli INA333 enstrümantasyon yükselteç entegresi kullanılmıştır.
- Voltaj takipçileri, sağ bacak sürücü devresi, DC restorasyon devresi ve filtre devreleri yapımında, Texas Instruments firmasının ürettiği ve içerisinde iki adet OPA333 işlemsel yükselteç devresi bulunan düşük offset voltajına (maksimum 26 μ V) ve düşük sükunet akımına (50 μ A) sahip OPA2333 işlemsel yükselteç entegreleri kullanılmıştır.

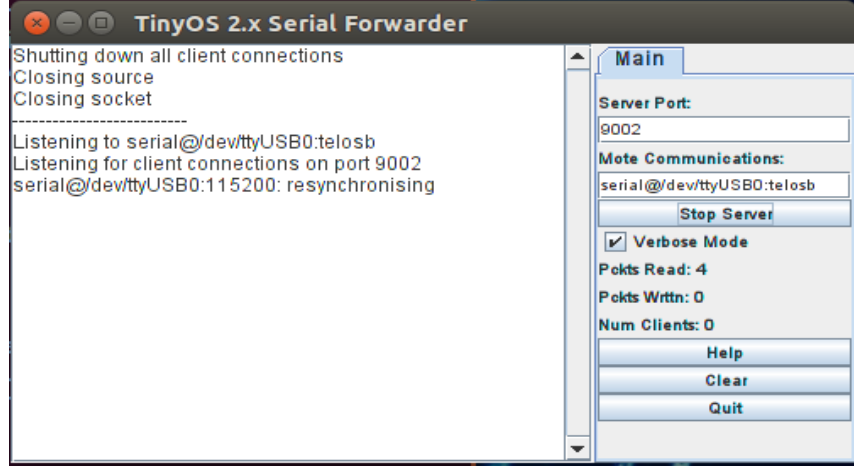
- Elde edilecek EMG işaretinin kalitesini ve EMG devresinin dayanıklılığını arttırmak için %1 tolerans değerlikli SMD yapısındaki devre elemanları kullanılmış ve PCB üzerine SMT kullanılarak lehimlenmiştir.
- EMG devresi ile baskın EMG işaretinin bulunduğu frekans aralığını elde etmek ve istenmeyen frekans bileşenlerinin elde edilecek olan EMG işaretlerinin kalitesini düşürmesini önlemek amacıyla kesim frekansı 60 Hz olan 1. dereceden bir yüksek geçiren filtre ve kesim frekansı 160 Hz olan 1. dereceden bir alçak geçiren filtre devresi kullanılmıştır. Ayrıca yüksek geçiren filtrenin kesim frekansının 60 Hz seçilmesiyle elde edilecek EMG işaretine karışabilecek olan 50 Hz'lik güç hattı girişiminin de azaltılması amaçlanmıştır.

EMG devresi ile verici KAA düğümünün bağlantısı yapılarak, EMG algılayıcı ve iletici donanımı oluşturulmuştur.

5.3. EMG İşaretlerinin Kablosuz İletimi ve Görüntülenmesi

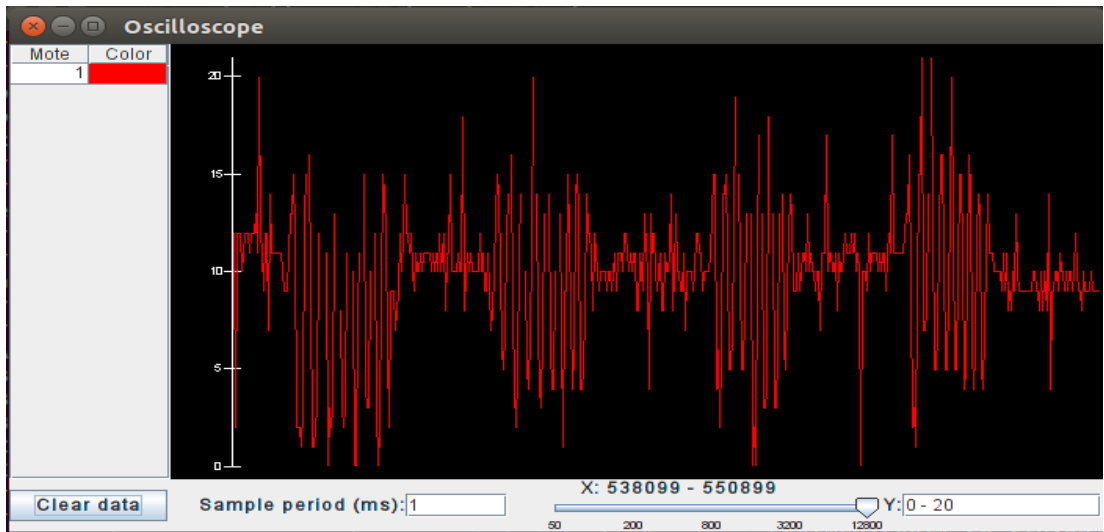
EMG algılayıcı ve iletici donanımı ile kablosuz olarak farklı bir noktaya iletmeye hazır hale getirilen EMG işaretlerinin alıcı KAA düğümü tarafından alınarak bilgisayara aktarılması amacıyla alıcı KAA düğümü bilgisayarın seri USB portu ile ilişkilendirilmiştir.

Linux işletim sisteminde Uçbirim uygulaması çalıştırılarak, “ea@ea:/opt/tinyos-2.1.2/apps/BaseStation\$” dizininde iken komut satırında; “java net.tinyos.sf.SerialForwarder” komutu uygulanmış ve Serial Forwarder uygulaması çalıştırılarak “mote communications:” alanına “serial@/dev/ttyUSB0:telosb” bilgisi girilmiştir. Böylece bilgisayara takılı bulunan alıcı KAA düğümü olan TelosB düğümü tanımlanarak veri iletim hızının 115200 Bd, veri alımı için kullanılacak portun ise USB0 portu olması sağlanmıştır. Bu işlemler sonrasında EMG algılayıcı ve iletici donanımı tarafından elde edilerek alıcı KAA düğümüne iletilen EMG işaretlerine ilişkin veri paketlerinin bilgisayarın seri portuna ulaştığının görüldüğü Serial Forwarder uygulaması Şekil 5.4.'teki gibidir.



Şekil 5.4. Serial Forwarder uygulaması

Alıcı KAA düğümü tarafından alınarak bilgisayarın seri portuna iletilen EMG işareti verilerinin bilgisayar ekranında seri akış grafiğine dönüştürülmesi ve görüntülenmesi için TinyOS içerisinde bir java uygulaması olan Oscilloscope uygulaması kullanılmıştır. Bu amaçla Linux işletim sisteminde açılan yeni bir Uçbirim’de, “ea@ea:/opt/tinyos-2.1.2/apps/EmgADCReading/java\$” dizininde iken komut satırında sırasıyla; “make” ve “./run” komutları kullanılarak Oscilloscope uygulaması çalıştırılmıştır. Sol el ile açma kapatma hareketleri gerçekleştirildiğinde sol ön kolda bulunan FDS kasından elde edilerek kablosuz olarak alıcı KAA düğümüne ve oradanda bilgisayarın seri portuna iletilerek bilgisayar ekranında görüntülenen EMG işaretleri Şekil 5.5.’teki gibidir.



Şekil 5.5. Bilgisayar ekranında görüntülenen EMG işaretleri

Kablosuz iletilen ve Şekil 5.5.'teki gibi bilgisayar ekranında görüntülenen EMG işaretleri ve gerçekleştirilen EMG algılayıcı ve iletici donanımı ile ilgili olarak aşağıdaki bulgulara ulaşılmıştır;

- EMG işaretleri verici KAA düğümünden alıcı KAA düğümüne eşzamanlı olarak iletilmiştir.
- EMG işaretleri, kas faaliyetlerinin arttığı anlardaki genlik yükselmeleri ve kas faaliyetlerinin azaldığı anlardaki genlik düşümlerinin izlenebileceği şekilde bilgisayar ekranında görüntülenmiştir.
- EMG işaretleri, bina içerisinde 25 m'ye kadar kesintisiz olarak ve başarılı bir şekilde iletilmiş, 25 m'den sonra ise kesintili olarak ve bozulmaya uğrayarak iletilebilmiştir.
- Yapılan denemelerde gerçekleştirilen EMG algılayıcı ve iletici donanımının bir adet 3 V, 220 mAh'lik CR2032 yassı pil ile çalıştırıldığı zaman, yaklaşık olarak 6 saat süresince EMG işaretlerini elde ederek kablosuz olarak iletimini gerçekleştirdiği görülmüştür.
- Gerçekleştirilen EMG algılayıcı ve iletici donanımının kullanılan yüzey elektrotları, bağlantı kablosu ve 2 adet 1.5 V AA alkalın pil ile birlikte toplam ağırlığı 125 g'dır. EMG algılayıcı ve iletici donanımında 3 V CR2032 yassı pil kullanıldığında ise yüzey elektrotlar ve bağlantı kablosu ile birlikte toplam ağırlığı 70 g olmaktadır.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, EMG işaretlerinin elde edilmesi ve KAA'lar ile iletimi için bir sistem gerçekleştirilmiş ve gerçekleştirilen sistem ile elde edilen EMG işaretleri, EMG işaretlerinin elde edildiği noktadan bina içerisinde farklı bir noktaya kablosuz olarak başarıyla iletilmiş ve bilgisayar ekranında görüntülenmiştir.

Bu kapsamda yüzey elektrotları ile vücuttan alınan EMG işaretlerini koşullandırabilecek hafif, taşınabilir, uygun maliyetli ve düşük güç tüketimli elektronik bir devre gerçekleştirilmiş ve bu devrenin verici KAA düğümü ile bağlantısı sağlanarak, EMG algılayıcı ve iletici donanımı elde edilmiştir. Verici KAA düğümü ile alıcı KAA düğümünün görevlerini yerine getirebilmesi için gerekli uygulama yazılımları, Eclipse uygulama geliştirme ortamında düzenlenerek hazırlanmış ve komut satırında derlenerek ilgili KAA düğümlerine yüklenmiştir. Gerçekleştirilen sistem ile insan vücudunda sol ön kolda bulunan FDS kası kullanılarak yapılan denemelerde elde edilen EMG işaretleri elde edildikleri noktadan bina içerisinde farklı bir noktaya kablosuz olarak iletilerek bilgisayar ekranında eşzamanlı olarak görüntülenmiştir. Gerçekleştirilen sistem kas hastalıklarının incelenmesi sırasında kablo kullanma zorunluluğunu ortadan kaldırmıştır. Böylece hastalarda yapılan kas incelemelerinin, kabloların sınırlı uzunluğu ve karmaşık bağlantı yapısı gibi kablo kaynaklı çeşitli hareket kısıtlamalarından bağımsız olarak yapılmasına imkân sağlanmıştır.

Çalışmada elde edilen EMG işaretlerinin kalitesinin artırılması için, kullanılan filtrelerin daha yüksek dereceden seçilmesi, çevresel gürültüyü azaltmak için ise EMG devresinin ızalasyonunun daha iyi yapılması gerektiği görülmüştür.

Bu çalışmada gerçekleştirilen EMG devresine benzer şekilde diğer biyopotansiyel işaretler için algılama devreleri tasarlanarak ve KAA yapısından faydalanılarak birden çok biyopotansiyel işaretin kablosuz iletimi ve görüntülenmesi sağlanabilir. Çalışmanın ayrıca uzaktan kontrollü insan-makine arabirimi ve protez uzuv çalışmalarına da katkı sağlayacağı beklenmektedir.

KAYNAKLAR

Akyıldız, I.F., Su, W., Sankarasubramaniam, Y. ve Çayırıcı, E. (2002) Wireless Sensor Networks: Survey, *Computer Networks*, 38: 393-422.

Al-Imari, A.A., Rashid, K.A. ve Al-Dagstany, M. (2003) Telemetry Based System for Measurement and Monitoring of Biomedical Signals, *Proceedings of Chip for Real-Time Applications*, 30 June-2 July 2003, Calgary, 352-356.

Andreou, C., (2011) *Sustainability of Electricity and Gas Police Centers*, Yüksek Lisans Tezi, Technological Educational Institute of Patras, Patra, 92s.

Anonim1, *Fundamental concepts in EMG signal acquisition*, Delsys Inc., Boston, 2003, 34s.

Anonim2, *TelosB Mote Platform*, MEMSIC Inc., San Jose, 2003, 2s.

Anonim, *Tmote Sky*, Moteiv Corporation, San Francisco, 2006, 28s.

Anonim, *INA333 Instrumentation Amplifier*, Texas Ins. Incorp., Texas, 2008, 27s.

Anonim, *İskelet Kası Fizyolojisi*, Ders Notları, besyo.ege.edu.tr/index.php, 2009.

Anonim, *Eclipse IDE*, Eclipse IDE, web.firat.edu.tr/mbaykara/eclipse.html, 2010.

Anonim, *Kalp Kasının Özellikleri*, Kalp Kasının Özellik., www.oguzhocam.net, 2011.

Anonim, *Biyomedikal Cihaz Teknolojileri*, T.C. M. E. B., Ankara, 2012, 87s.

Anonim, *İnsanda Destek Ve Hareket*, Biy. D. N., www.biyolojidersnotlari.com, 2013.

Anonim, *Installing TinyOS*, TinyOS Document., tinyos.stanford.edu/tinyos-wiki, 2014.

Anonim, *Elektronik Laboratuvarı II Deney Föyü*, Bilecik Üniv., Bilecik, 2015, 70s.

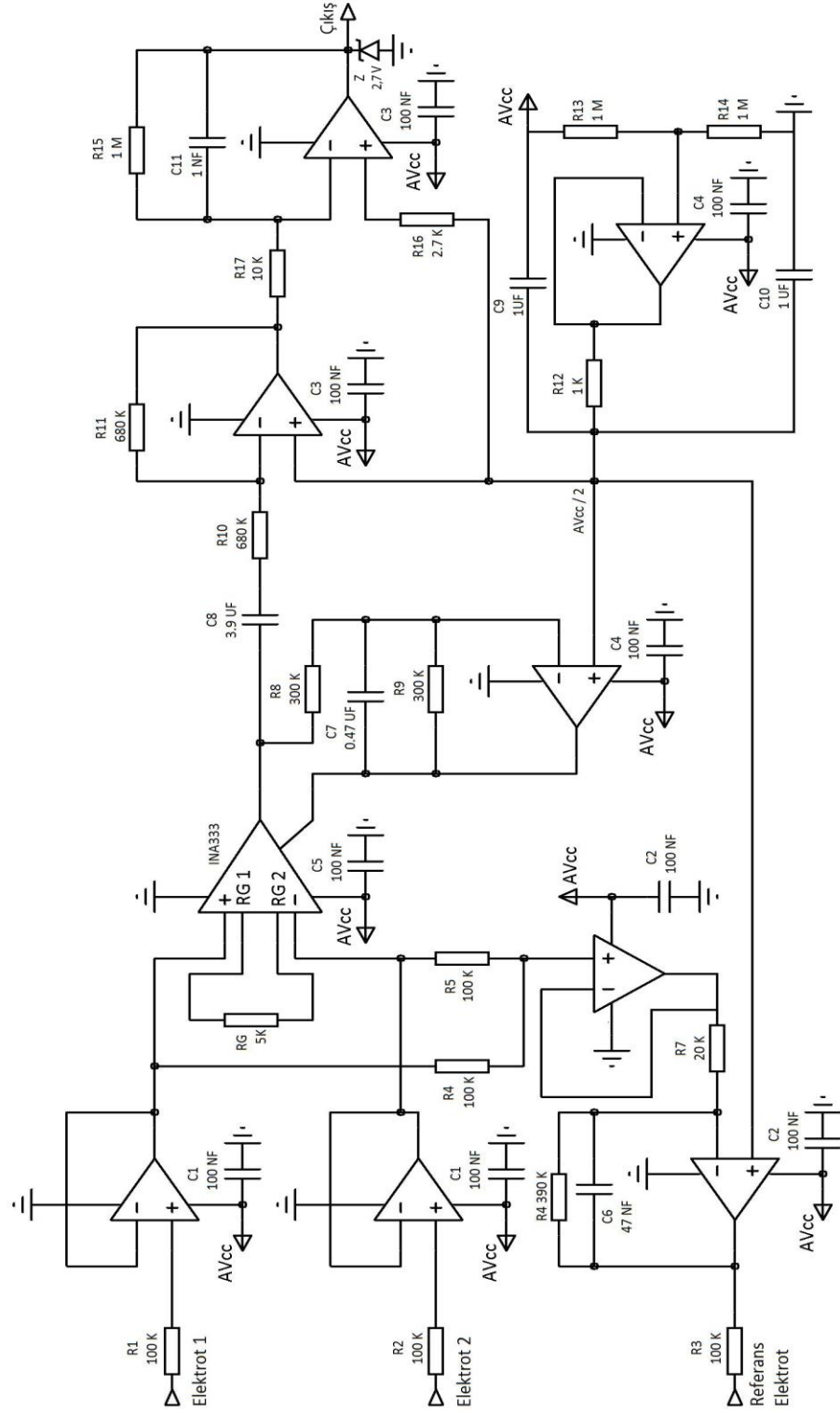
- Binkley, P.F. (2003) Predicting the Potential of Wearable Technology, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22 (3): 23-27.
- Cerrah, A.O., Ertan, H. ve Soylu, A.R. (2010) Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı, *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8: 43-49.
- Chen, X. ve Wang., Z.J. (2011) Design and Implementation of A Wearable, Wireless EEG Recording Sytem, *iCBBE 2011 5th Int. Conf. On IEEE*, 4s.
- Chen, X. ve Wang, Z.J. (2013) *Pattern recognition of number gestures based on a wireless surface EMG system*, Elsevier Science Direct, Biomedical Signal Processing and Control, 8(2), 184-192.
- Çakar, H.İ., Toker, O. ve Kara, S. (2011) A Wireless Surface EMG system Dsg. for Lumbar Disc Herniated Patients, *Med.Meas.andApp.P.*,30-31 May, Bari, 4s.
- Çetin, G.D., Bayilmis, C., Kaçar, S. ve Kirbas, I. (2012) Application of an on-line medical monitoring system, *20th Signal Proc. and Comm. App. Conf.*, 18-20 April, Muğla, 4s.
- Çiftlikli, C., Tuncer, A.T., Özşahin, A.T., ve Yesbek, S.M. (2008) Uzaktan Bakım Hizmeti Verilmesinde Yeni Kablosuz İletişim Ve Bilişsel Radyo Teknolojilerinin Önemi, *ELECO'2008 Sempozyumu*, 26-30 Kasım, Bursa, 5s.
- Dener, M. ve Bay, O.F. (2011) Kablosuz Algılayıcı Ağlarda Düğümler Arasında Veri Haberleşmesi, *6th Int. Adv. Tech. Symp.*, 16-18 Mayıs 2011, Elazığ, 5s.
- Desmedt, J.E. (1989) *Computer Aided Electromyography and Expert Systems*, Elsevier Science Limited, Amsterdam, The Netherlands; New York, NY, USA; Oxford, UK, 1.Baskı, 338p.
- Englehart, K., Hudgins, B., Parker, P.A. ve Stevenson, M. (1999) *Classification of the myoelectric signal using time-frequency based representations*, Elsevier Med. Eng., 21: 431-438.
- Eşme, E. (2006) *Uzaktan Kontrol Edilebilen Bir Kalp Cihazı Tasarımı*, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 62s.
- Farina, D. ve Negro, F. (2012) Accessing the Neural Drive to Muscle and Translation to Neurorehabilitation Technologies, *IEEE Reviews Biomedical Eng.*, 5: 3-14.

- Fidan, U. ve Güler, N.F. (2007) 4 Kanallı Biyotelemetri Cihazı Tasarımı, *Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der.*, 22 (1): 7-12.
- Gia, T.N., Thanigaivelan, N.K. ve Tenhunen, H. (2014) Customizing 6LoWPAN networks towards Internet-of-Things based ubiquitous healthcare systems, *NORCHIP*, Tampere, 6s.
- Istepanian, R.S.H., Jovanov, E. ve Zhang, Y.T. (2004) Beyond Seamless Mobility and Global Wireless Health-Care Connectivity, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 8 (4): 405-414.
- Kalaycı, T.E. (2009) Kablosuz Sensör Ağlar ve Uygulamaları, *Akademik Bilişim'09*, 11-13 Şubat 2009, Şanlıurfa, Bildiriler Kitabı, 37-46.
- Karahan, M. ve Erol, B. (2004) Muscle and tendon injuries in children and adolescents, *Acta Orthop Traumatol Turc. 2004*, 38 (1): 37-46.
- Karasulu, B., Toker, L. ve Korukoğlu, S. (2010) ZigBee Temelli Kablosuz Algılayıcı Ağlar, *inet-tr'09*, 12-13 Aralık 2010, İstanbul, Bildiriler Kitabı, 41-48.
- Kiing-Ing, W. (2008) A light-weighted, Low-cost and Wireless ECG Monitor Design based on TinyOS Operating System, *6th International Special Topic Conference on ITAB*, 8-11 November, Tokyo, 4s.
- Lay-Ekuakille, A., Vergallo, P., Griffo, G., Kanoun, O., Angelillo, F. ve Trabacca, A. (2013) Wireless network acquisition of joint EEG-ECG-ergospirometric signals for epilepsy detection, *Meas. and Netw. Pro.*, 7-8 October, Naples, 5s.
- Lee, S.C. ve Chung, W.Y. (2014) A robust wearable u-healthcare platform in wireless sensor network, *Journal of Commun.*, Aug 2014, 16 (4) : 465-474.
- Landolsi, T., Al-Ali, A. R. ve Al-Assaf, Y. (2007) Wireless stand-alone portable patient monitoring and logging system, *Journal of Commun.*, 1 (4): 65-70.
- Lin, Y.H., Jan, I.C. ve Chow, P. (2004) A Wireless PDA Based Physiological Monitoring System, *IEEE Trans. On Inf. Tech. In Biomed.*, 8 (4): 439-447.
- Mohensi, P., Najafi, K., Eliades, S. ve Wang, X. (2005) Wireless Multichannel Biopotential Recording Using An Integrated Fm Telemetry Circuit, *IEEE Transactions On Neural Sys. And Rehabilitation Engineering*, 13 (3):263-271.

- Mohideen, A.J.H. ve Sidek, S.N. (2010) A Portable Myoelectric Robotics System for Light Exercise Among Bedridden and Wheelchair Bound Individuals, *IEEE Control and System Graduate Research Colloquium*, 22 June, Shahalam, 6s.
- Obaidat, M.S. ve Misra, S. (2014) *Principles Of Wireless Sensor Networks*, 1.Baskı, Cambridge University Press, United Kingdom, 416s.
- Otto, C., Milenkovic, A., Sanders, C. (2006) System Architecture Of A WBASN For Ubiquitous Health Monitoring, *Journal of Mobile Multimedia*, 1 (4): 307-326.
- Taşan, D. (2008) *Protez Denetimi İçin Elektromiyografi (EMG) de Örüntü Tanıma*, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi, 55s.
- Tümen, D.S., Arslan, S.G. (2007) Çiğneme Kas Aktivitesi Ve Ölçüm Yöntemleri, *Dicle Tıp Dergisi*, 34 (4): 316-322.
- Türker, G.F. (2011) *Kalp Atışının Sezilmesi ve Kablosuz Algılayıcı Ağlar İle İletilmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Muğla Üniversitesi, 53s.
- Türkoğlu, G. (2013) *Kablosuz Algılayıcı Ağlarda Enerji Tasarrufu İçin Gen. Alg. Tab. Bir Küm. Algoritması*, Yüksek Lisans Tezi, Muğla Üniversitesi, 96s.
- Virone, G., Wood, A. ve Selavo, L. (2006) An advanced wireless sensor network for health monitoring, *In Trans. Conf. on Dist. Diag. and Home Health.*, 4 (2):2-4.
- Yıldırım, K.S. ve Kantarcı, A. (2010) Kablosuz Algılayıcı Ağlar İçin TinyOS ile Uygulama Geliştirme, *Akademik Bilişim '10*, 10-12 Şubat 2010, Muğla.
- Yuce, M.R., Ng, P.N., Lee, K.C. (2007) A Wireless Medical Monitoring Over a Heterogen Sensor Network, *EMBS 2007*. 22-26 Aug. 2007, Lyon, 5894-5898.
- Webster, J.G. (1978) *Medical Instrumentation, Application and Design*, 4.Baskı, Malloy Inc., Ann Arbor, 683s.
- Winter, B.B. ve Webster J.G., (1983) Reduction of Interference Due to Common Mode Voltage in Biopotential Amp., *IEEE Trans. on Bio. Eng.*, 30 (1): 58-62.

EKLER

Ek A. EMG Devresinin Elektronik Devre Şeması



Ek C. Verici KAA Dügümü Uygulama Yazılımı Kodları

OscilloscopeC Modülü

```
#include "Timer.h"
#include "Oscilloscope.h"
module OscilloscopeC
{
    uses {
        interface Boot;
        interface SplitControl as RadioControl;
        interface AMSend;
        interface Receive;
        interface Timer<TMilli>;
        interface Read<uint16_t>;
        interface Leds;
    }
}
implementation
{
    message_t sendBuf;
    bool sendBusy;
    oscilloscope_t local;
    uint8_t reading;
    bool suppressCountChange;
    void report_problem() { call Leds.led0Toggle(); }
    void report_sent() { call Leds.led1Toggle(); }
    void report_received() { call Leds.led2Toggle(); }
    event void Boot.booted() {
        local.interval = DEFAULT_INTERVAL;
        local.id = TOS_NODE_ID;
        if (call RadioControl.start() != SUCCESS)
            report_problem();
    }
    void startTimer() {
        call Timer.startPeriodic(local.interval);
        reading = 0;
    }
    event void RadioControl.startDone(error_t error) {
        startTimer();
    }
    event void RadioControl.stopDone(error_t error) {
    }
    event message_t* Receive.receive(message_t* msg, void*
payload, uint8_t len) {
    oscilloscope_t *omsg = payload;
    report_received();
    if (omsg->version > local.version)
        {
```

Ek C. ^(devam)

```
    local.version = omsg->version;
        local.interval = omsg->interval;
    startTimer();
    }
    if (omsg->count > local.count){
        local.count = omsg->count;
        suppressCountChange = TRUE;
    }
    return msg;
}
event void Timer.fired() {
    if (reading == NREADINGS)
    {
        if (!sendBusy && sizeof local <= call
AMSend.maxPayloadLength())
        {
            memcpy(call AMSend.getPayload(&sendBuf,
sizeof(local)), &local, sizeof local);
            if (call AMSend.send(AM_BROADCAST_ADDR,
&sendBuf, sizeof local) == SUCCESS)
                sendBusy = TRUE;
        }
        if (!sendBusy)
            report_problem();
        reading = 0;
        if (!suppressCountChange)
            local.count++;
        suppressCountChange = FALSE;
    }
    if (call Read.read() != SUCCESS)
        report_problem();
}
event void AMSend.sendDone(message_t* msg, error_t
error) {
    if (error == SUCCESS)
        report_sent();
    else
        report_problem();
    sendBusy = FALSE;
}
event void Read.readDone(error_t result, uint16_t data{
    if (result != SUCCESS){
data = 0xffff;
        report_problem();
    }
    local.readings[reading++] = data;  }}
```

OscilloscopeAppC Modülü

```
configuration OscilloscopeAppC { }
implementation {
    components OscilloscopeC, MainC, ActiveMessageC, LedsC,
        new TimerMilliC(), new Msp430ADC2C() as Sensor,
        new AMSenderC(AM_OSCILLOSCOPE), new
AMReceiverC(AM_OSCILLOSCOPE);
    OscilloscopeC.Boot -> MainC;
    OscilloscopeC.RadioControl -> ActiveMessageC;
    OscilloscopeC.AMSend -> AMSenderC;
    OscilloscopeC.Receive -> AMReceiverC;
    OscilloscopeC.Timer -> TimerMilliC;
    OscilloscopeC.Read -> Sensor;
    OscilloscopeC.Leds -> LedsC;
}
```

Msp430ADC2C Modülü

```
generic configuration Msp430ADC2C() {
    provides interface Read<uint16_t>;
    provides interface ReadStream<uint16_t>;
}
implementation {
    components new AdcReadClientC();
    Read = AdcReadClientC;
    components new AdcReadStreamClientC();
    ReadStream = AdcReadStreamClientC;
    components Msp430ADC2P;
    AdcReadClientC.AdcConfigure -> Msp430ADC2P;
    AdcReadStreamClientC.AdcConfigure -> Msp430ADC2P;
}
```

Msp430ADC2P Modülü

```
#include "Msp430Adc12.h"
module Msp430ADC2P {
    provides interface AdcConfigure<const
msp430adc12_channel_config_t*>;
}
implementation {
    const msp430adc12_channel_config_t config = {
        inch: INPUT_CHANNEL_A1,
        sref: REFERENCE_AVcc_AVss,
        ref2_5v: REFVOLT_LEVEL_1_5,
        adc12ssel: SHT_SOURCE_ACLK,
        adc12div: SHT_CLOCK_DIV_1,
```

Ek C. ^(devam)

```
    sht: SAMPLE_HOLD_4_CYCLES,  
    sampcn_ssel: SAMPCON_SOURCE_SMCLK,  
    sampcn_id: SAMPCON_CLOCK_DIV_1  
};  
async command const msp430adc12_channel_config_t*  
AdcConfigure.getConfiguration()  
{  
    return &config;  
}  
}
```



Ek D. Alıcı KAA Düğümü Uygulama Yazılımı Kodları

BaseStationP Modülü

```
#include "AM.h"
#include "Serial.h"
module BaseStationP @safe() {
    uses {
        interface Boot;
        interface SplitControl as SerialControl;
        interface SplitControl as RadioControl;
        interface AMSend as UartSend[am_id_t id];
        interface Receive as UartReceive[am_id_t id];
        interface Packet as UartPacket;
        interface AMPacket as UartAMPacket;
        interface AMSend as RadioSend[am_id_t id];
        interface Receive as RadioReceive[am_id_t id];
        interface Receive as RadioSnoop[am_id_t id];
        interface Packet as RadioPacket;
        interface AMPacket as RadioAMPacket;
        interface Leds;
    }
    implementation {
        enum {
            UART_QUEUE_LEN = 12,
            RADIO_QUEUE_LEN = 12, };
        message_t uartQueueBufs[UART_QUEUE_LEN];
        message_t * ONE_NOK uartQueue[UART_QUEUE_LEN];
        uint8_t uartIn, uartOut;
        bool uartBusy, uartFull;
        message_t radioQueueBufs[RADIO_QUEUE_LEN];
        message_t * ONE_NOK radioQueue[RADIO_QUEUE_LEN];
        uint8_t radioIn, radioOut;
        bool radioBusy, radioFull;
        task void uartSendTask();
        task void radioSendTask();
        void dropBlink() {
            call Leds.led2Toggle();
        }
        void failBlink() {
            call Leds.led2Toggle();
        }
        event void Boot.booted() {
            uint8_t i;
            for (i = 0; i < UART_QUEUE_LEN; i++)
                uartQueue[i] = &uartQueueBufs[i];
            uartIn = uartOut = 0;
            uartBusy = FALSE;
            uartFull = TRUE;
        }
    }
}
```


Ek D. (devam)

```
for (i = 0; i < RADIO_QUEUE_LEN; i++)
    radioQueue[i] = &radioQueueBufs[i];
radioIn = radioOut = 0;
radioBusy = FALSE;
radioFull = TRUE;
if (call RadioControl.start() == EALREADY)
    radioFull = FALSE;
if (call SerialControl.start() == EALREADY)
    uartFull = FALSE;
}
event void RadioControl.startDone(error_t error) {
    if (error == SUCCESS) {
        radioFull = FALSE;
    }
}
event void SerialControl.startDone(error_t error) {
    if (error == SUCCESS) {
        uartFull = FALSE;
    }
}
event void SerialControl.stopDone(error_t error) {}
event void RadioControl.stopDone(error_t error) {}
uint8_t count = 0;
message_t* ONE receive(message_t* ONE msg, void*
payload, uint8_t len);
event message_t *RadioSnoop.receive[am_id_t id](message_t
*msg, void *payload, uint8_t len) {
    return receive(msg, payload, len);
}
event message_t *RadioReceive.receive[am_id_t
id](message_t *msg, void *payload, uint8_t len) {
    return receive(msg, payload, len);
}
message_t* receive(message_t *msg, void *payload,
uint8_t len) {
    message_t *ret = msg;
    atomic {
        if (!uartFull){
            ret = uartQueue[uartIn];
            uartQueue[uartIn] = msg;
            uartIn = (uartIn + 1) % UART_QUEUE_LEN;
            if (uartIn == uartOut)
                uartFull = TRUE;
            if (!uartBusy)
            {
                post uartSendTask();
                uartBusy = TRUE;    }}
}
```

Ek D. (devam)

```
        else
            dropBlink();
    }
    return ret;
}
uint8_t tmpLen;
task void uartSendTask() {
    uint8_t len;
    am_id_t id;
    am_addr_t addr, src;
    message_t* msg;
    am_group_t grp;
    atomic
        if (uartIn == uartOut && !uartFull){
            uartBusy = FALSE;
            return;
        }
    msg = uartQueue[uartOut];
    tmpLen = len = call RadioPacket.payloadLength(msg);
    id = call RadioAMPacket.type(msg);
    addr = call RadioAMPacket.destination(msg);
    src = call RadioAMPacket.source(msg);
    grp = call RadioAMPacket.group(msg);
    call UartPacket.clear(msg);
    call UartAMPacket.setSource(msg, src);
    call UartAMPacket.setGroup(msg, grp);
    if (call UartSend.send[id](addr, uartQueue[uartOut],
len) == SUCCESS)
        call Leds.led1Toggle();
    else {
        failBlink();
        post uartSendTask();
    }
}
event void UartSend.sendDone[am_id_t id](message_t*
msg, error_t error) {
    if (error != SUCCESS)
        failBlink();
    else
        atomic
            if (msg == uartQueue[uartOut]) {
                if (++uartOut >= UART_QUEUE_LEN)
                    uartOut = 0;
                if (uartFull)
                    uartFull = FALSE;
            }
    post uartSendTask();
}
```

Ek D. (devam)

```
event message_t *UartReceive.receive[am_id_t
id](message_t *msg,
    void *payload
    uint8_t len) {
    message_t *ret = msg;
    bool reflectToken = FALSE;
    atomic
        if (!radioFull){
            reflectToken = TRUE;
            ret = radioQueue[radioIn];
            radioQueue[radioIn] = msg;
            if (++radioIn >= RADIO_QUEUE_LEN)
                radioIn = 0;
            if (radioIn == radioOut)
                radioFull = TRUE;
            if (!radioBusy){
                post radioSendTask();
                radioBusy = TRUE;
            }
        }
        else
            dropBlink();
    if (reflectToken)
        {
        }
    }
    return ret;
}
task void radioSendTask() {
    uint8_t len;
    am_id_t id;
    am_addr_t addr, source;
    message_t* msg;
    atomic
        if (radioIn == radioOut && !radioFull) {
            radioBusy = FALSE;
            return;
        }
    msg = radioQueue[radioOut];
    len = call UartPacket.payloadLength(msg);
    addr = call UartAMPacket.destination(msg);
    source = call UartAMPacket.source(msg);
    id = call UartAMPacket.type(msg);
    call RadioPacket.clear(msg);
    call RadioAMPacket.setSource(msg, source);
    if (call RadioSend.send[id](addr, msg, len) ==
SUCCESS)
        call Leds.led0Toggle();
    else
```

Ek D. (devam)

```
    {
        failBlink();
        post radioSendTask();
    }
    event void RadioSend.sendDone[am_id_t id](message_t*
msg, error_t error) {
    if (error != SUCCESS)
        failBlink();
    else
        atomic
        if (msg == radioQueue[radioOut])
            {
                if (++radioOut >= RADIO_QUEUE_LEN)
                    radioOut = 0;
                if (radioFull)
                    radioFull = FALSE;
            }
        post radioSendTask();
    }
}
```

BaseStationC Modülü

```
configuration BaseStationC {
}
implementation {
    components MainC, BaseStationP, LedsC;
    components ActiveMessageC as Radio,
SerialActiveMessageC as Serial;
    MainC.Boot <- BaseStationP;
    BaseStationP.RadioControl -> Radio;
    BaseStationP.SerialControl -> Serial;
    BaseStationP.UartSend -> Serial;
    BaseStationP.UartReceive -> Serial.Receive;
    BaseStationP.UartPacket -> Serial;
    BaseStationP.UartAMPacket -> Serial;
    BaseStationP.RadioSend -> Radio;
    BaseStationP.RadioReceive -> Radio.Receive;
    BaseStationP.RadioSnoop -> Radio.Snoop;
    BaseStationP.RadioPacket -> Radio;
    BaseStationP.RadioAMPacket -> Radio;
    BaseStationP.Leds -> LedsC;
}
```

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Ad Soyad : Ebubekir AKKUŞ
Uyruk : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi: 25/07/1979
Medeni Hali : Evli
Telefon : 0 543 744 0683
E-posta : ebekirakkus@gmail.com

Eğitim

Alınan Derece	Aldığı Kurum/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lise	Elazığ Endüstri Meslek Lisesi	1996
Lisans	Fırat Üniversitesi	2001
Yüksek Lisans	Muğla Sıtkı Koçman Üniversitesi	2015

İş Tecrübesi

Yıl	Kurum	Pozisyon/görev
2001-2006	Cumhuriyet Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2006-2009	Giresun Üniversitesi	Öğretim Görevlisi
2009-	Adnan Menderes Üniversitesi	Öğretim Görevlisi

Yabancı Dil

Dil (İngilizce)	Başlangıç	Orta	İleri
Yazma		X	
Konuşma		X	
Anlama		X	
Okuma		X	