T.C

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

UZAKTAN KONTROL EDİLEBİLEN KALP CİHAZINA AİT YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

Nazif ERBİL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR SİSTEMLERİ EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

Konya, 2007

T.C

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

UZAKTAN KONTROL EDİLEBİLEN KALP CİHAZINA AİT YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

Nazif ERBİL

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRONİK VE BİLGİSAYAR SİSTEMLERİ EĞİTİMİ ANABİLİM DALI

Bu tez 18/06/2007 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği / oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Prof.Dr. Faruk ÜNSAÇAR (Danışman)	Prof.Dr. Novruz ALLAHVERDİ (Üye)	Doç.Dr.Hakan IŞIK (Üye)

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

UZAKTAN KONTROL EDİLEBİLEN KALP CİHAZINA AİT YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

Nazif ERBİL

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof.Dr. Faruk ÜNSAÇAR

2007, 74 Sayfa

Jüri : Prof.Dr. Faruk ÜNSAÇAR
Jüri : Prof.Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Jüri : Doç.Dr. Hakan IŞIK

Bu tez çalışmasında, "Uzaktan kontrol edilebilen kalp cihazına ait yazılım geliştirilmesi" gerçekleştirilmiştir. Program geliştirme dili olarak NI firması tarafından üretilen LabVIEW kullanılmıştır. Hasta EKG verilerinin bilgisayar ortamına aktarılması için aynı firmanın üretimi olan DAQ kart ve ara bağlantı elemanları seçilmiştir. Hazırlanan yazılım PSTN iletim hatlarını kullanmaktadır. Yazılım On-Line ve Sakla-Gönder modlarında veri aktarımını desteklemektedir. Kalp krizi geçiren bir hastaya CPR ve defibrilasyon işlemleri için harcanacak zamanı kısaltma amacıyla hazırlanan yazılımda, güvenli veri aktarımı için hata denetim mekanizmaları kullanılmıştır. Modüller tarafından sağlanacak olan, defibrilatöre uygulanacak gerilim ve güç değerlerinin aynı iletişim ortamı üzerinden hastaya gönderilmesi yazılımda bulunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Teletıp, Elektrokardiyografi (EKG), Defibrilatör, LabVIEW, Bilgisayar Destekli Tasarım.

ABSTRACT

Master Thesis

SOFTWARE DEVELOPMENT FOR A REMOTE CONTROLLED HEART MONITORING SYSTEM

Nazif ERBİL

Selçuk University Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Education of Electronic and Computer Systems

Supervisor: Prof.Dr. Faruk ÜNSAÇAR

2007, 74 Sayfa

Jury : Prof.Dr. Faruk ÜNSAÇAR
Jury : Prof.Dr. Novruz ALLAHVERDİ
Jury : Doç.Dr. Hakan IŞIK

In this thesis, "Software development for a remote controlled heart monitoring system" is performed. LabView produced by NI company is used as Programming Development Language. With the aim of transferring the EKG result of the patient to the computer, the products of the same company DAQ card and the interconnectors are chosen. The prepared software is using the PSTN tranmission lines. The Software is supporting the modes of On-Line and Save–Send data tranmission. Error control mechanisms are used to transmit secure data, within the prepared software to shorten the delay for CPR and defibrillation processes performed to a patient who has heart attack. The voltge and power values to be performed to defibrillation by the modules, which is provided to send to the patient from the same communication setting, are located in this software .

Key Words: Telemedicine, Electrocardiography (ECG), Defibrillator, LabVIEW, Computer Aided Design.

ÖNSÖZ

Programlama dilleri üzerinde geliştirmek istediğim akademik kariyerime böyle bir konu üzerinde çalışma imkanı sağlayarak yön veren ve tez çalışmalarım esnasında her türlü desteği sağlayan danışmanım Sn. Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR'a, deneysel düzeneğin kurulması için gerekli ekipman temininde yardımcı olan Sn. Öğr.Gör. Ali Osman ÖZKAN'a, akademik çalışma yapmam için teşvik ve destek veren Huğlu Meslek Yüksekokulu Müdürü Sn. Öğr.Gör. Ahmet KÜÇÜKÇELİK'e, huzurlu bir çalışma ortamını paylaşmama vesile olan tüm mesai arkadaşlarıma, özellikle de tüm hayatım boyunca desteklerini esirgemeyen aileme teşekkürü borç bilirim.

ŞEKİLLER

Şekil 3.1 Sistemin şematik yapısı 10
Şekil 3.2 Miyokard hücresinin membran potansiyeli evreleri 12
Şekil 3.3 Dahili Elektrodlar 14
Şekil 3.4 Yüzey elektrotlar 14
Şekil 3.5 Elektrot'un eşdeğer devresi 15
Şekil 3.6 Bir yüzey elektrodunun toplam eşdeğer devresi 16
Şekil 3.7 Derivasyonlar 17
Şekil 3.8 Bipolar taraf derivasyonları 17
Şekil 3.9 Unipolar taraf derivasyonları (Goldberger'e göre) 18
Şekil 3.10 Göğüs derivasyonları 18
Şekil 3.11 A-Einthoven üçgeni B-Eksenlerin kaydırılması C- 60°'lik açılarla üç eksenli referans sistemi 19
Şekil 3.12 EKG cihazı genel yapısı 20
Şekil 3.13 MUX Çalışma Prensibi 21
Şekil 3.14 4 girişli sayısal MUX 21
Şekil 3.15 Basitleştirilmiş bir enstrümantasyon kuvvetlendirici yapısı 22
Şekil 3.16 Optokuplörlü izolasyon devresi 22
Şekil 3.17 İdeal band geçiren filtre karakteristiği 23
Şekil 3.18 Çentik filtre karakteristiği 24
Şekil 3.19 EKG kağıdı ve işareti 24
Şekil 3.20 EKG bileşiği ve dalga aralıklarının kalp elektriksel etkinlik karşılıkları 25
Şekil 3.21 Ventriküler Fibrilasyon. Yaklaşık 300 vuru/dk 27
Şekil 3.22 Atriyum Fibrilasyonu 28
Şekil 3.23 Taşınabilir Defibrilatör 30
Şekil 3.24 Defibrilatör blok diyagramı 31
Şekil 3.25 RLC Defibrilatör 32
Şekil 3.26 Trapezoidal dalga defibrilatör 32
Şekil 3.27 Bifazik dalga formu 33
Şekil 3.28 İmplant halde bir defibrilatör 33
Şekil 3.29 Sönümlü sinüs dalga formu 34
Şekil 3.30 Defibrilasyon için kullanılan, A paddle tipi göğüs duvarına uygulanan B dahili, kaşık tipi direk kalbe uygulanan elektrot 34
Şekil 3.31 Anterior – Anterior ve Anterior – Posterior uygulama 35
Şekil 3.32 Örnek kullanıcı arayüzü 38
Şekil 3.33 LabVIEW programlama ortamı 39
Şekil 3.34 Kontrol paleti 41
Şekil 3.35 Fonksiyon paleti 41
Şekil 3.36 Araç paleti 42
Şekil 3.37 Analog Çıkış Bağlantısı 43
Şekil 3.39 Intermediate VI'lar kullanılarak yapılan dalga üretimi 44
Şekil 3.40 Geleneksel NI-DAQ Intermediate VI'ları kullanılarak circular buffered dalga formu üretimi 44
Şekil 3.41 Geleneksel NI-DAQ VI'lar kullanılarak yapılan analog frekans ölçümü 45

Şekil 3.42 Analog sinyal 46
Şekil 3.43 Örneklenmiş - Genlik kuantalaması uygulanmış sinyal 46
Şekil 3.44 Farklı kuantalama seviyeleri ile kuantalanmış sinyal 46
Şekil 3.45 İki sayaçlı yüksek frekans ölçümü 47
Şekil 3.46 NI-DAQmx VI'lar ile ölçüm 47
Şekil 4.1 Hasta tarafı deneysel düzeneği 49
Şekil 4.2 Osiloskop 50
Şekil 4.3 Bilgisayar tabanlı veri toplama sistemi blok diyagramı 50
Şekil 4.4 DAQ kartı yapısı 51
Şekil 4.5 NI 6036E Multifunction DAQ kart 51
Şekil 4.6 BNC-2110 terminal bordu ve SH-68E kablo 51
Şekil 4.7 NI-6036E Multifunction DAQ kart blok diyagramı 52
Şekil 4.8 Hasta tarafı PC ve DAQ kartı montajı 53
Şekil 4.9 External Modem 53
Şekil 4.10 Santral 54
Şekil 4.11 Santral iç yapısı 54
Şekil 4.12 Uzman tarafı bilgisayarı 55
Şekil 4.13 DAQ uygulaması akış diyagramı 58
Şekil 4.14 Vrms ölçümü için DAQ sistemi 59
Şekil 4.15 Vrms ölçümü program yapısı 59
Şekil 4.16 Hasta tarafı ekranı (Send File Data.VI) 60
Şekil 4.17 Sinyal alımı, simülasyonu ve gönderimi 62
Şekil 4.18 Veri Paketi Hazırlanması 63
Şekil 4.19 Dosya gönderim modu – Ön Paneli 64
Şekil 4.20 Dosya gönderim modu- Blok diyagramı 64
Şekil 4.21 Uzman tarafı ekranı (ReceiveFileData.VI) 65
Şekil 4.22 Otomatik çağrı cevaplama için modem hazırlığı 67
Şekil 4.23 Hat dinleme ve iletişim modu seçimi 68
Şekil 4.24 Dosya alımı 69

TABLOLAR

Tablo 3.1 Miyokard hücresi iyon hareketi evreleri 13
Tablo 3.2 Normal kalp ritminin EKG kriterleri 25
Tablo 3.3 Bazı önemli EKG parametreleri 25
Tablo 3.4 Kuantalama seviyeleri ve Binary kod sözcükleri 46
Tablo 4.1 Hasta tarafında kullanılan bilgisayar konfigürasyonu..... 52
Tablo 4.2 Uzman tarafında kullanılan bilgisayar konfigürasyonu 55

İÇİNDEKİLER

ÖZET iii
ABSTRACT iv
ÖNSÖZ v
ŞEKİLLER vi
TABLOLAR viii
İÇİNDEKİLER ix
SİMGELER xi
KISALTMALAR xi
1. GİRİŞ 1
2. LİTERATÜR ÖZETİ 4
3. KURAMSAL TEMELLER 7
3.1.Kalp ve Ürettiği Elektriksel Sinyaller 12
3.1.1. Elektrotlar 13
3.1.2. Elektrokardiyografi derivasyonları 16
3.1.3. Derivasyon eksenleri ve einthoven üçgeni 18
3.2. Elektrokardiyogram Cihazı 19
3.2.1. Kuvvetlendiriciler 21
3.2.2. Enstrümantasyon kuvvetlendirici 21
3.2.3. İzolasyon kuvvetlendirici 22
3.2.4. Filtreler 23
3.2.4.1. Band geçiren filtre 23
3.2.4.2. Çentik filtre 23
3.3. Normal Elektrokardiyogram 24
3.4. Fibrilasyon ve Defibrilatörler 26
3.4.1. Fibrilasyon 26
3.4.1.1. Ventriküler fibrilasyon 27
3.4.1.2. Atrial fibrilasyon 27
3.4.2. Defibrilasyon 28
3.4.3. Defibrilatörler 29
3.4.4. Klinik defibrilatörler 30
3.4.5. Elektrotlar 34
3.4.6. Senkronizasyon 35
3.4.7. Otomatik harici defibrilatörler 35
3.4.8. Defibrilatörlerde güvenlik 36
3.5. Programlama Dili (Labview) 37
3.5.1. Sanal enstrüman (virtual instrument –VI) kavramı 37
3.5.2. Labview programlama ortamı 39
3.5.2.1. Ön panel 39
3.5.2.2. Blok diyagram 40
3.5.2.3. Kontrol paleti 40
3.5.2.4. Fonksiyon paleti 41
3.5.2.5. Araç paleti 42
3.5.3. Sanal sinyal üretme 42
3.5.4. Analog çıkış sinyali bağlantısı 43
3.5.5. Single point output için geleneksel ni-daq kullanılması 43

3.5.6. Circular buffer analog output için geleneksel ni-daq kullanılması 44
3.5.7. Analog frekans ölçümü 45
3.5.8. Dijital darbe genişliği, periyodu ve frekansının ölçümü 45
4. PROGRAMLAMA 48
4.1. Deneysel Düzenek ve Ekipmanlar 48
4.1.1. Hasta tarafı cihazları 48
4.1.1.1. Sinyal jeneratörü 49
4.1.1.2. Osiloskop 49
4.1.1.3. Daq kart 50
4.1.1.4. Pc 52
4.1.1.5. Modem 53
4.1.2. Haberleşme kanalı 54
4.1.2.1. Santral 54
4.1.3. Uzman tarafı cihazları 54
4.1.3.1. Modem 54
4.1.3.2. Pc 54
4.2. Yazılım 56
4.2.1. Temel bileşenler 56
4.2.1.1. Daq kartından işaretlerin bilgisayara alınması 56
4.2.1.2. Ni-daq 57
4.2.1.3. Ac voltaj ölçümü 58
4.2.2. Hasta tarafı ekranı (Sendfiledata.VI) 59
4.2.2.1 Online mod 61
4.2.2.2 Sinyal alımı ve simülasyonu 61
4.2.2.3.Veri gönderimi 62
4.2.2.4 Dosya gönderim modu 63
4.2.3. Uzman tarafı ekranı(Receivefiledata.VI) 65
4.2.3.1 Modem hazırlığı ve gönderilen verilerin alınması 66
4.2.3.2. Online veri alımı 68
4.2.3.3. Dosya alımı 68
5. SONUÇ VE ÖNERİLER 70

SİMGELER

μ	mikro
j	Joule
Ω	Ohm

KISALTMALAR

AEDs	Automatic External Defibrilators
ARQ	Automatic Repeat Request
CMRR	Common Mode Reject Ratio
CPR	Cardio Pulmoner Resuscitation
CRC	Cyclic Redundancy Check
DAQ	Data Acquisition
ECG (EKG)	ElectroCardioGraph
GPL	Graphical Programming Language
GSM	Global System for Mobile Communications
Kbps	KiloBitPerSecond
LABVIEW	Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench
MI	Miocard Infractus
PSTN	Public Switched Telephony Network
VF	Ventricular Fibrilation
VI	Virtual Instrument

1. GİRİŞ

Günümüzde bilgisayar ve haberleşme teknolojilerinin sunduğu imkanlar sürekli genişlemektedir. Bu teknolojinin yaşamımızda ki her alanda olduğu gibi tıp alanında da getirdiği kolaylık ve imkanlar oldukça fazladır. Özellikle tıbbi tanı (teşhis) ve tedavi amaçlı geliştirilen bir çok cihazda kullanılan bu teknolojiler sayesinde hekimler günümüzde hem daha isabetli teşhisler koyabilmekte hem de hastaların tedavi süreçleri kısalmaktadır. Fakat şu da unutulmaması gereken bir gerçektir ki; tıbbi tetkik ve tahliller ne kadar ayrıntılı olursa olsun sonuçların değerlendirilmesi ve teşhis konulması işi her halde konusunda uzman hekimler tarafından yapılmaktadır

Ülkemizde ve birçok ülkede yetişmiş uzman yetersizliği yadsınamaz bir olgudur. Bundan dolayı kırsal kesimde yaşayan birçok kişi ilk tıbbi başvurularını çoğunlukla pratisyen hekimlerin görev yaptığı sağlık ocaklarına yapmak durumundadırlar. Bu durum özellikle şikayetlerin kalp rahatsızlığını anımsattığı (kolda uyuşma, göğüs ağrısı vs.) vakalarda hekimlerin işi sansa bırakmamak adına hastaları kilometrelerce uzaktaki kardiyoloji merkezleri bulunan hastanelere sevk etmelerine, dolayısıyla gerçekten kalp rahatsızlığı olmayan (üşütme vb.) vakaların kardiyoloji merkezlerine gönderilmesine sebep olmaktadır. Böylesi uygulamalar sonucu adı geçen merkezlerde hasta yoğunluğu artmakta, iş gücü ve zaman kaybı oluşmakta, hasta ve yakınlarının maddi ve manevi kayıpları artmaktadır.

Bahsedilen teknolojinin yukarıda sayılan olumsuzlukları bertaraf edecek şekilde kullanılması amacını taşıyan “Teletıp” olgusu günümüzde uygulama alanları genişleyen bir çalışma konusu teşkil etmektedir. Perednia ve Allen’in tanımıyla teletıp “Tıbbi bilgi ve hizmet sağlamak için bir noktadan diğerine elektronik sinyallerin kullanımıyla bilgi transferi” dir.(Perednia ve Allen) ABD Tıp Enstitüsünün teletıp için 1996 da yaptığı tanım ise “Uzaklığın problem olduğu durumlarda sağlık hizmetinin sağlanması ve desteklenmesi için elektronik bilgi ve iletişim teknolojilerinin kullanımı” şeklindedir.

Günümüzde teleradyoloji, telepatoloji, teledermatoloji, telekardiyoloji, telenöroloji, teledişhekimliği, telepsikiyatri, teleoftalmoloji, teleonkoloji, telecerrahi, teletıp destekli böbrek diyalizi, birinci basamak sağlık hizmeti desteği, evde sağlık takibi vb. birçok uygulaması bulunan teletıp'ın temel hedefi; yaygın, ucuz ve kaliteli sağlık hizmeti sunulmasıdır.

Dünyada her yıl yüzlerce hatta binlerce insan ani kalp krizinden hayatını yitirmektedir. Türkiye'de de kalp rahatsızlıkları ve hastalıklarından kaynaklanan ölümlerin sayısı oldukça fazladır. 1994 yılında Türkiye'de yataklı tedavi gören hastaların 150 hastalık nedenine göre dağılımına bakıldığında toplam 361 kişiden 311'i kalp rahatsızlıkları ve hastalıkları sebebiyle hastanelerde yatmışlardır (Sağlık Bakanlığı, 1999).

Tüm dünyada olduğu gibi ülkemizde de kalp-damar hastalıkları insan sağlığını tehdit eden en önemli sorunların başında gelmektedir. Öyle ki gerek dünyada gerekse ülkemizde tüm ölümlerin yarıdan fazlası kalp-damar hastalıkları nedeni ile ortaya çıkmaktadır. Türkiye'de 35-65 yaş arasında, 12 milyondan fazla kişi kalp-damar hastalıklarına yakalanma riski ile karşı karşıya, 3 milyon kişi ise koroner kalp hastası ve bu rakama her yıl 90 bin kişinin eklendiği tahmin edilmekte. Her yıl 300 bine yakın kişi kalp-damar hastalıkları nedeni ile hayatını kaybettiği bilinmektedir. Aniden gelişen kalp krizi sebebiyle ölenlerin sayısı 150,000 civarında olup kalp krizi geçiren insanların %70'i 35-65 yaş arasındaki hayatının en verimli ve üretken çağındaki insanlar olduğundan toplumumuzda bu hastalığın yol açtığı maliyetin her yıl en az 20 milyar $ olduğu tahmin ediliyor (Sarıoğlu, 2005).

Hemen her hastalıkta olduğu gibi kalp hastalıklarında da erken teşhis ve tedavi çok önemlidir. Radyoloji, patoloji, dermatoloji, kardiyoloji gibi uzmanlık gerektiren branşlardaki hekim açığı sebebiyle özellikle kırsal alanlarda yaşanan acil vakaların bir çoğu vakit kayıpları nedeniyle istenmeyen şekillerde sonuçlanmaktadır. Özellikle, kalp krizi (MI) geçiren bir hastaya yapılacak ilk birkaç dakika içindeki müdahale hayati önem taşır. Hastaların kalp krizinden kaybedilmelerinin önlenmesi, olayın ilk anından itibaren en kısa zamanda hastaneye ulaştırılmalarına bağlıdır. Hasta yakınlarının yardım çağırması ile

başlayan süreçte gecikmeye sebep olan çağrıya cevap verme ve hastaneye hastanın getirilmesi adımlarında oluşan vakit kayıplarının büyük bir kısmı ancak teletıp uygulamaları ile minimuma indirilebilir. Ambulanstaki sağlık personelinin hastaya ulaşması şart olsa da, hasta hastaneye getirilmeden evvel doktor tarafından uzaktan müdahaleye imkan verilmiş olur. Teletıp uygulamaları, hastanın yaşama şansını artırmanın yanı sıra sağlık hizmetlerine ulaşım kolaylaştırmakta, tedavi masraflarını azaltmakta dolayısı ile hizmet kalitesini artırmaktadır.

Yaptığımız çalışma telekardiyoloji alanında kullanılabilecek "Uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazına ait yazılım geliştirme" olup bu yazılım ile; Hastanın EKG grafiği (verileri) nin kardiyoloji uzmanının bulunduğu merkeze transfer edilebilmesi, gelen verilerin uzman tarafından değerlendirilmesinden sonra istenirse arşivlenebilmesi ve uzmanın gerekli görmesi durumunda hastaya müdahale için defibrilasyon cihazı ayarlarının yapılabilmesi hedeflenmektedir. Bu sayede kırsalda yaşayan kişilere de bir kardiyoloji uzmanına -aynı mekanda olmasa da- ulaşma şansı verilebilir.

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Choi J., Kang W.Y. ve Arkadaşları, Artificial Heart hastaları ile ilgili verilerin saklanması amacıyla internet tabanlı Online database uygulaması üzerinde yaptıkları çalışmada; hasta verilerini telemetry yoluyla (IrDA kablosuz cihaz ile) seri iletişim protokolü kullanarak RS232 üzerinden 115.200 bps hız ile alıp Network üzerindeki bir Server üzerine kaydetmişlerdir. Sistem uzakta bulunan merkezdeki uzman hekimlere verileri internet yoluyla ulaştırarak değerlendirilmesini sağlamıştır.

Lew C.K. ve Moghavvemi yaptıkları çalışma ile hastanın kalp sinyallerini aldıktan sonra FM transmitter ile kablosuz ortamda alıcı tarafa iletmişler ve PIC16F877 tabanlı bir donanımla değerlendirerek RS232 üzerinden bilgisayar ortamına kaydını gerçekleştirmişlerdir.

Atapattu A.ve Mitrani R.D. LABVIEW kullanarak geliştirdikleri uygulama ile hasta bilgilerini DataSocket kullanarak LAN ortamında aktarmayı, Access de hazırlanmış bir database de toplamayı ve klinik araştırmacılar ile diğer hastane çalışanlarına gerekli EKG verilerini sunmayı amaçlamışlardır.

Warren S. ve arkadaşları, görüntüleme sistemlerinin maliyetini düşürmeye çalışmışlar, geliştirdikleri uygulamada kablosuz (bluetooth) iletişim kullanılarak, LabVIEW ortamında elektrokardiyografik sinyalleri ve oximetre darbelerini, veri raporlayıcı yerel bilgisayardan uzaktaki mySQL veri tabanına göndermişlerdir.

Mendoza P. ve arkadaşları EKG, sıcaklık ve oksijen durumu gibi özel sinyalleri elde eden, kaydeden, görüntüleyen ve internet üzerinden herhangi bir siteye gönderen sistem tasarlamışlardır. Sistem üç kısımdan oluşmaktadır: sensörler, analog sinyal işleme ve grafiksel kullanıcı arayüzü. Kullanıcı arayüzü tasarımı LabVIEW programı ile yapılmıştır.

Reske D. ve Moussavi Z., web tabanlı uzaktan kalp sinyalleri görüntüleme sistemi ile ilgili bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada amaçlanan; sağlık hizmetinin

kesintisiz olması ve maliyetin düşürülmesi için EKG sinyallerinin iletilmesidir. Tasarlanan sistemde TCP/IP Server-Client haberleşmesi için LabVIEW görsel programlama dili kullanılmıştır.

Kho, Y.Y., Saim, H.B. ve Soon, C.F., hayati biyolojik sinyallerin uzaktan izlenmesi ile ilgili bildirilerinde; hasta verilerini eş zamanlı olarak uzaktaki sisteme transfer etmek amacıyla iki tür veri toplama kartı kullanarak elde ettikleri sinyalleri bilgisayarda LabVIEW programı ile görüntülediklerini ifade etmişlerdir.

BAYHAN, Ö. ve SOĞUKPINAR, İ., Yüksek Lisans çalışmalarında; Verileri hastadan standart klinik cihazlar ile almışlar ve sunucu bilgisayardaki veritabanına kaydetmişlerdir. Klinik cihazlar ile bilgisayar arasındaki veri transferinde, ADC (Analog /Dijital Çevirici) içeren bir arabirim kullanmışlardır. Geliştirilen sistem, hasta ve hekimin farklı fiziksel konumlarda bulundukları durumlarda, hastalardan elektronik yöntemlerle, yada elle alınan tıbbi verilerin teşhis ve tedavi amacı ile internet üzerinden, uzaktaki danışman klinik yada uzman hekimlere ulaştırılmasını sağlamaktadır.

GUO, Z., MOULDER C., DURAND L.G., LOEW, M., Kalp seslerinin (Phonocardiogram) eldesi ve analizi için tasarladıkları sistemde özel tasarlanmış çift kanallı bir biyolojik sinyal yükselteci (bio-signal preamplifier) ve bir NI-DAQ kart(PCI-MIO-16-E) kullanmışlardır. LABVIEW ile tasarlanan VI'lar; hastanın şahsi bilgileri, veri dosyaları, EKG ve PCG sinyallerinin kaydı, analizi ve gösterimi için oluşturulmuştur.

OKATAN,A., AKPOLAT, Ç., Çalışmalarında, mikrodenetleyici tabanlı uzaktan Hasta Takip Sistemi tasarlamışlardır. GSM ve GPS teknolojisi kullanılarak geliştirilmiş bu sistem için sabit bilgisayar yazılımı da tamamlanmıştır. Bu sistemde hastanın tansiyon, nabız, şeker, vücut sıcaklığı bilgileri merkez bilgisayara gönderilir. Gönderilen bu bilgiler hasta ile ilgili veritabanına kaydedilir. Alınan bilgiler kritik değerleri aştığı zaman sistem alarm verir. Hastanın durumu gözlemlemeye başlanır. Tehlikeli durum söz konusu ise sağlık polikliniği veya tanımlanmış bir telefon numarası otomatik olarak aranmaktadır.

Elbistan, M. Ve Güler, İ., yaptıkları tez çalışmasında, hekimin hastayı ilk muayenesinden itibaren bir ömür boyu takip edecek ve verilerini hastalığın her aşamasında kaydedip gerektiğinde her an teşhis ve tedavinin yapıldığı her hangi zaman ve bir yerde de hekimin hizmetine sunacak bir sistem üzerinde çalışmışlardır.

EKE, İ. ve ark., "İnternet Yayınları ve Teletıp Alanında Bir Uygulama" adlı bildiride internet yayınları hakkında bilgi vermekte ve bu kapsamda Ege Üniversitesi'nde geliştirilmekte olan bir teletıp uygulaması tanıtmaktadırlar.

3. KURAMSAL TEMELLER

Miyokardın iskemik nekrozu Miyokard Infarktüsü (MI) adını alır. Her yıl ABD'de yaklaşık 900.000 ila 1.000.000 kişi, Almanya'da ise 300.000 ila 500.000 kişi infarktüs geçirmektedir ve bu kişilerin %25 ila %33'ü daha hastaneye varamadan şikayetleri başladıktan sonraki ilk 1 saat içinde ölmektedirler. Hastaneye ulaşabilen olgularda ölüm oranı %15'e, trombolitik tedavi veya acil revaskülarizasyon yapılabilen olgularda ise %5'e kadar düşmektedir (Heper ve ark., 2000). Ülkemizde de gerçekleşen ani ölümlerin büyük çoğunluğunun sebebini kalp rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Bu tür rahatsızlıklarda özellikle ilk spazm çok önem taşımaktadır. Yukarıda belirtildiği gibi kalp spazmının sebep olduğu ölümlerin önüne geçilebilmesi için hastaya müdahalenin çok çabuk gerçekleşmesi, olayın ilk anından itibaren en kısa zamanda hastaneye ulaştırılması gerekmektedir.

Akut MI de tanının en çabuk konulmasını sağlayan yöntem EKG dir. Bu nedenle tipik ağrı yakınmasıyla gelen hastalarda anamnezin alınması bile tamamlanmadan hemen rutin muayenenin bir parçasıymış gibi EKG kaydı yapılmalı, sonra diğer işlemlere geçilmelidir (Heper ve ark., 2000). Bu nedenle ambulanslar, mobil koroner bakım ünitesi olarak kullanılmak üzere donanımları yenilenmeye çalışılmaktadır. Hastalara kısa zamanda ulaşabilecek böylesi donanımlı bir ambulansın hastayı hayata döndürme için çok önemli olan ilk müdahale zamanını azaltacağı, tam teşekküllü bir koroner ünitesine ulaşıncaya kadar acil destek hizmetini yerine getireceği bir gerçektir.

Hastaların ani kalp krizinin sebep olduğu ölüm tehlikelerinden korunması reanimasyon (canlandırma) işlemlerinin çabukluğuna bağlıdır. Tehlikede olan kalbin kurtarılması için üç tip gecikme minimuma indirilmelidir.

i. Hasta ve yakınları tarafından yardım çağırılmasında gecikme.

ii. Ambulanstaki sağlık personelinin acil telefona cevabının gecikmesi.

iii. Hastanın hastaneye getirilmesindeki gecikme

Ani kalp krizi sebebiyle hayatını yitiren yüzlerce hatta binlerce insana, eğitim almış kurtarıcıların, kalp durmasını takiben hemen uyguladıkları defibrilasyon ile hayatta kalma ve hastaneden taburcu olma oranlarının önemli miktarda arttığı saptanmıştır; takip eden 3 dakika içerisinde, kendini kaybeden hastaya defibrilasyon uygulandığında bu oran % 75 olmaktadır (Deakin ve Nolan, 2005). Hasta yakınlarının yardım çağırması ile başlayan süreçte gecikmeye sebep olan çağrıya cevap verme ve hastanın hastaneye getirilmesi adımları ancak "Teletıp" (Telemedicine) uygulamaları ile minimuma indirilebilir. Hasta yakınlarının eğitilmesi ile cihazlar rahatlıkla kullanılabilir. Bu sayede ambulanstaki sağlık personelinin beklenmesi sırasında gerçekleşen gecikme önlenebilir. Ambulans personelinin hastaya ulaşması durumunda bile, hasta hastaneye getirilirken doktor tarafından uzaktan müdahale edilebilir.

Teletıp uygulamaları sayesinde; hastanın yaşama şansını artırmanın yanı sıra sağlık hizmetlerine ulaşım kolaylaşmakta, tedavi masrafları azalmakta dolayısı ile hizmet kalitesi artmaktadır.

Bu çalışmada tele kardiyoloji alanında kullanılabilecek "Uzaktan Kontrol Edilebilen Kalp Cihazına Ait Yazılım Geliştirilmesi" yapılmak istenmektedir. Yapılması düşünülen yazılımın yerine getirmesi gereken fonksiyonlar şöyle tasarlanmıştır.

A. Hasta tarafındaki bilgisayarda bulunacak modül;

a. Hastanın EKG verilerinin real time monitörizasyonunun sağlanması

b. İsteğe bağlı olarak on-line yada sakla gönder modlardan biriyle EKG bilgilerinin PSTN veya GSM şebekelerinden biri kullanılarak uzak bilgisayara aktarılması

c. Uzak bilgisayardan gelecek olması muhtemel defibrilatör cihaz ayarları ile ilgili bilgilerin alınması

d. Defibrilatöre ait alınan verilerin defibrilatöre uygulanabilecek veri formatına çevrilmesi

e. Defibrilatörün bağlı bulunduğu iletişim kanalı kullanılarak gerekli bilgilerin defibrilatöre uygulanarak cihazın set edilmesi

B. Uzman tarafındaki bilgisayarda bulunacak modül;

a. Hasta tarafındaki cihazdan gelen bağlantı isteğine cevap vermesi

b. Gelen bilgilerin modunun belirlenmesi (on-line yada sakla-yolla), alınması ve monitörizasyonu

c. Uzmanın ihtiyaç olduğuna karar vermesi durumunda sanal defibrilatörün ayarlanabilmesinin sağlanması

d. Defibrilatör ayarlarının karşı bilgisayara gönderilmesi

Geliştirilecek yazılımın üzerinde çalışacağı bilgisayar sisteminin mobil yapıda tasarlanmış olmasının gerek hasta gerekse uzman tarafındaki hareketliliği artıracağı dolayısıyla mekan sınırlamasını en aza indireceği açıktır. Bunun için bir laptop sistem uygun çözüm gibi görünse de sistemin donanım olarak tümleşik bir yapıda olmasının sağlanması, kolay konfigüre edilebilmesine imkan vermesi ve olumsuz etkilere (sarsıntı vb.) mukavemetinin yüksek olması gerektiği gibi şartlar göz önüne alınarak "Endüstriyel PC tabanlı" bir sistem tercih edilmelidir. Sistem donanımını oluşturan bileşenler;

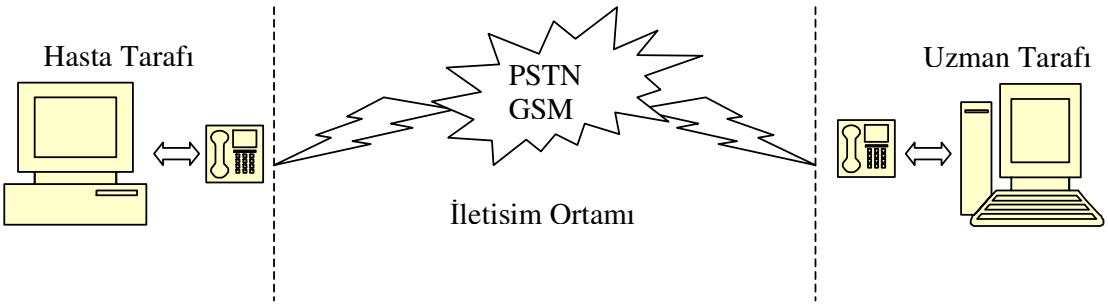
a. EKG ünitesi: Kalbin ürettiği elektriksel sinyallerin alınması için (Elektrotlar, EKG preanfisi),

b. Veri Toplama ünitesi: EKG ünitesinden gelen bilgilerin bilgisayar ortamına aktarılabilmesi için (Terminal Bordu, DAQ kartı)

c. Endüstriyel PC ünitesi: Toplanan verinin monitörizasyonu, iletişim kanalına aktarılmasına hazır hale getirilmesi, iletilmesi ve diğer donanım birimlerinin kontrolünün sağlanması için

d. Defibrilatör ünitesi: Yüksek gerilim uygulayarak kalp kaslarının düzensiz çalışmasını düzeltmek için

e. Modem ünitesi: PSTN yada GSM hat kullanarak iki bilgisayarın haberleşmesi için kullanılacaktır. Sistemin şematik yapısı en genel haliyle Şekil 3.1 de verilmiştir.



Şekil 3.1 Sistemin şematik yapısı

Sistemin yazılım bileşenleri ise;

a. İşletim sistemi: Oluşturulacak uygulama yazılımının üzerinde çalışacağı, görsel bir ara yüze sahip sitem yazılımı (Windows XP)

b. Yazılım Geliştirme programı: Veri toplama, işleme, iletişim kontrolü işlevlerini yerine getirecek uygulama yazılımının hazırlanmasında kullanılacak grafik tabanlı, modüler yapılı, esnek bir programlama dili (LABVIEW)

c. Hasta tarafı uygulaması: Hastanın EKG verilerinin alınması, monitörizasyonu ve iletişim hattına gönderilmesi veya saklanması, gelmesi muhtemel defibrilatör ayarlarının alınması ve defibrilatöre uygulanabilir hale getirilmesi işlevlerini yerine getirecek grafik tabanlı bir ara yüze sahip uygulama (Modül1)

Kalp atımı ile oluşan elektriksel sinyaller preamplifikatör ve bir veri toplama kartı vasıtası ile PC ortamına alınacaktır. Endüstriyel PC'ye gelen EKG işaretleri ekranda görüntülenecektir. Böylece bilgisayar, EKG preamplifikatörü ve yazılım sayesinde EKG cihazının görevini yerine getirecek bir VI gerçekleştirilmiş olacaktır. Filtrelenen ve değişik algoritmalarla (veri azaltma, sıkıştırma, el sıkışma kurallarının uygulanması gibi) iletişim hattına koyulmaya hazır hale getirilen veri, uzaktaki uç birime gönderilecektir.

a. Uzman tarafı uygulaması: İletişim hattından gelen bilgilerin alınması, monitörize edilmesi, ihtiyaç halinde defibrilatör ayarlarının girilebilmesine ve girilen ayarların karşı taraftaki bilgisayara aktarılmasını sağlayacak grafik tabanlı bir ara yüze sahip uygulama (Modül2)

Bu uç birimde bulunan uzman kişi gelen verileri analiz ederek, defibrilatör cihazını PC'de ki simülasyon yazılımı sayesinde uzaktan yönetebilecek olup

haberleşme dial-up modem veya GSM modem ile yapılacaktır. İletim ortamı olarak ihtiyaca ve uygulanma kolaylığına göre Internet, Dial-Up bağlantı ya da GSM şebekeden herhangi biri seçilebilir.

Sistemin tamamlanması için gerek hasta gerekse uzman tarafındaki kullanıcılara arayüzü karmaşık olmayan, kullanımı kolay bir yazılım sunmak gerekmektedir. Bu yazılım;

b. Bilgisayara gelen EKG verileri kullanıcıların tercihine göre online ya da sakla-gönder (store and forward) şeklinde bir veri iletimini desteklemeli.

c. Gerek kullanıcı gerekse uzman tarafında verilerin arşivlenebilmesini sağlamalı.

d. On-line iletimde verilerin kesintisiz bir şekilde aktarımı için hızlı bir algoritma kullanmalı.

e. Verilerin güvenilirliğini artırabilmek için hata bildirim mekanizmasını kullanabilmeli (CRC16 veya CRC32 tercih edilebilir).

f. Uzman tarafından ayarlanan defibrilatör değerlerini dış ortama aktarabilmek için hasta tarafında giriş / çıkış portları üzerinden haberleşme imkânı sağlamalı.

g. Arşivlenmiş hasta bilgilerine daha sonra ulaşabilmek ve tekrar değerlendirebilmek için veri tabanı desteği olmalı.

h. Kullanılan iletişim donanımı ayarlarının istenirse değiştirilebilmesine olanak vermelidir.

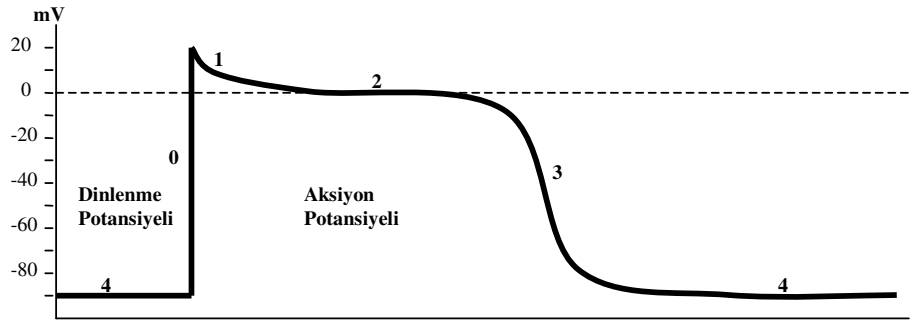
Yukarıda sayılan özelliklerin sağlanabilmesi için donanımla tam uyumlu bir yazılım geliştirilmelidir. Hem kullanılan DAQ sistem bileşenleri hem de programlama sürecinde sağladığı kolaylıklar dikkate alınarak National Instruments firmasının üretmiş olduğu LabVIEW grafiksel programlama dili ile gerekli yazılım hazırlanabilir.

3.1.Kalp ve Ürettiği Elektriksel Sinyaller

Kalp, birbirini izleyen dönemler boyunca hiç durmadan belirli bir elektriksel potansiyel üreten ve bu etkinliğin ardından kontraksiyon olarak adlandırılan mekanik işi yapan bir organdır. Bu nedenle kalbin bir elektromotor kuvvet kaynağı olduğundan söz edilebilir (Uçak, 1997).

Miyokard, çok sayıda ince uzun hücrelerden oluşan bir dokudur. Yan uzantıların yardımıyla yer yer bileşen miyokard hücreleri, bir takım diskler aracılığıyla uç uca bağlanarak dizilirler. Hücrelerin içinde miyofibril adı verilen ve kontraksiyon işlevini üstlenen öğeler yer alır. Miyofibrillerin bir araya gelmesi ile kontraksiyon aygıtı adı verilen birim oluşur. Miyokard kasılması için ön koşul hücre membranı'nın elektriksel anlamda uyarımı (eksitasyon) dır. Eksitasyonu kontraksiyonun izlemesi, eksitasyon kontraksiyon eşlenmesi (excitation-contraction coupling) adını alır. Bu işlemde ara etmen Ca++ iyonudur (Uçak, 1997).

Dinlenme durumundaki miyokard hücresinde belli bir uyarım tarafından başlatılan elektro kimyasal içerikli etkinlik aksiyon potansiyeli (elektriksel sistol) adını alır. Depolarizasyon ve repolarizasyon aşamalarından oluşan aksiyon potansiyeli sonrasında hücrenin repolarizasyonu izleyerek başlangıç durumundaki özelliklerine dönmesine dinlenme potansiyeli (elektriksel diyastol) denir. Şekil 3.2' de verilen evrelerde oluşan iyon geçişleri ise Tablo 3.1'de verilmiştir (Uçak, 1997)



Şekil 3.2 Miyokard hücresinin membran potansiyeli evreleri

Evre	İyon Hareketi
0	Na^+ girişi
1	K^+ Çıkışı Cl^- Girişi
2	K^+ Çıkışı Cl^- Girişi Ca^{++} Girişi Na^+ Girişi
3	K^+ Çıkışı
4	K^+ Çıkışı Ca^{++} Girişi Na^+ Girişi

Tablo 3.1 Miyokard hücresi iyon hareketi evreleri

Kalbin, depolarizasyon ve repolarizasyon süreçleri sırasında çevresinde oluşturduğu elektriksel potansiyel değişikliklerinin, bedenin iletken bir ortam gibi davranmasından yararlanılarak zamana karşı çizdirilmesine Elektrokardiyografi, bu yöntemle elde edilen çiziye elektro kardiyogram, elektrokardiyografi sırasında kullanılan ve temelde değiştirilip geliştirilmiş bir galvanometre olan aygıta ise elektro kardiyograf denir. Elektro kardiyogram üzerinde, kalbin elektriksel potansiyeline ilişkin yön, genlik ve zaman içinde değişim gibi bilgiler yer alır (Uçak, 1997).

Kalp tarafından üretilen ve beden yüzeyine iletilen elektriksel potansiyel değişikliklerinin elektro kardiyografa aktarılabilmesi için kollara, bacaklara ve göğüs duvarı üzerindeki belli noktalara yerleştirilen metal parçacıklara elektrot denir. Elektrotların belirli bir düzene uyularak ve iletken tellerin aracılığından faydalanılarak elektro kardiyografın uçlarına bağlanması ile derivasyonlar elde edilir. Bedenin iki noktası arasındaki potansiyel farkını saptayacak biçimde oluşturulan çift elektrotlu bağlantılar bipolar derivasyonlar, beden yüzeyinin belli bir noktasındaki potansiyeli algılayacak şekilde düzenlenen tek elektrotlu bağlantılar ise unipolar derivasyonlar olarak adlandırılır.

3.1.1. Elektrotlar

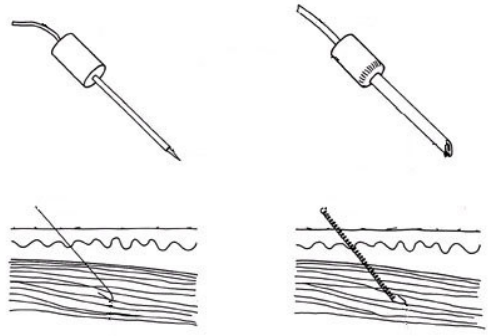
Elektrot vücut üzerindeki iyonik potansiyeli elektriksel potansiyele dönüştüren bir çeşit sensördür. Biyoelektrik işaretlerin genliği çok küçük olduğundan, her bir hücrenin ürettiği bireysel aksiyon potansiyelini ölçmek imkânsız değilse de, bazı özel uygulamalar dışında çok zordur. Çünkü hücre içine hassas olarak elektrot yerleştirilmelidir. Biyoelektrik potansiyellerin en genel

ölçme yöntemi, vücut yüzeyinden yapılan ölçmelerdir. Bu durumda alttaki birçok hücrenin aksiyon potansiyellerinin yüzeye gelen toplamı alınmaktadır. Bazı ölçümlerde ise bir kasa, sinire veya beynin belirli bölgelerine batırılan iğne elektrotlar yardımıyla ölçme yapılır (Köker, 1996).

Çeşitli amaçlar için kullanılan elektrotlar üç grup altında toplanmaktadır.

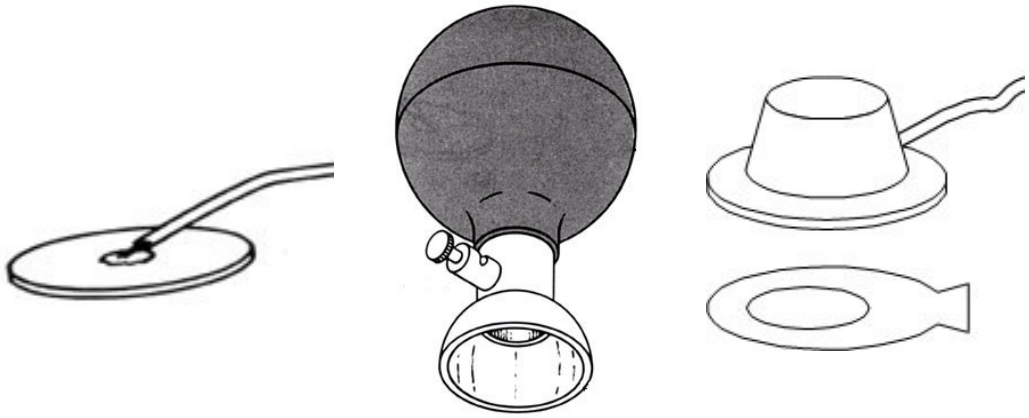
1. Mikro Elektrotlar: Bir hücre içindeki biyoelektrik potansiyeli ölçmek için kullanılır.

2. Dahili Elektrotlar: Deri içerisine batırılarak biyoelektrik potansiyellerin elde edildiği elektrotlardır. (Şekil 3.3)



Şekil 3.3 Dahili Elektrodlar

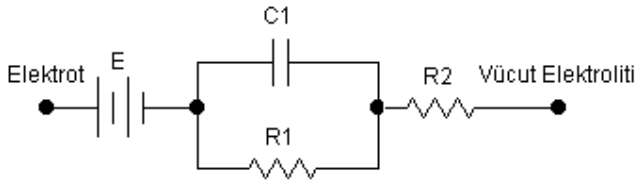
3. Yüzey Elektrotlar: Biyoelektrik potansiyelleri deri yüzeyinden elde eden elektrotlardır. Yüzey elektrotların kullanım yerlerine göre çeşitli tipleri bulunmaktadır (Şekil 3.4).



a. Metal plaka elektrot **b.** Emici düzenli elektrot **c.** Gezici tipten elektrot

Şekil 3.4 Yüzey elektrotlar

Şekil 3.5'de bir elektrotun elektriksel devre şekli görülmektedir. Devrede E, Elektrot potansiyeline karşılık gerilim kaynağı, C1 elektrot – elektrolit arasındaki yük miktarından kaynaklanan kapasite, R1 bu kapasitenin direnci, R2 elektrolitin direncini temsil eder (Kemaloğlu, 2001).



Şekil 3.5 Elektrot'un eşdeğer devresi

Biyoelektrik potansiyellerin ölçümünde iki elektrot kullanılır. Ölçülen gerilim iki elektrot arasındaki potansiyel farktır. İki elektrot aynı tip ise ölçülen fark gerilimi küçük olup vücudun iki noktası arasındaki iyonik potansiyellerin gerçek farkına bağlıdır. Farklı tipte iki elektrot kullanılırsa, elektrot uçlarında bir de dc gerilim oluşur. Bu dc gerilime "elektrot dengesizlik gerilimi" (electrode offset voltage) denir.

Yapılan araştırmalar sonucunda elektrotlara fiziksel bir gerilim uygulanmadan kimyasal etkinliğe bağlı olan gerilim dalgalanmaları görülmüştür. Bu dalgalanmalar biyolojik işaretler için gürültü özelliği taşırlar. Gürültü düzeyleri düşük elektrotlar kullanılarak ya da sinyal işleme metotları ile gürültü düzeyleri düşürülebilmektedir.

Şekil 3.6'de vücut üzerine yerleştirilen bir yüzey elektrotun elektriksel modeli gösterilmiştir. Burada;

Ehc Yarım pil potansiyeli

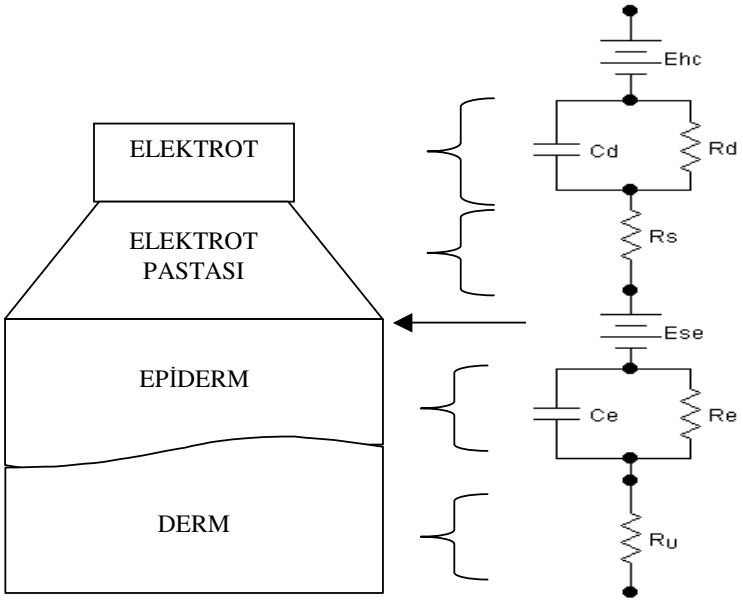
Ese Birleşme yüzeyinde oluşan potansiyel

Rs Elektrot kablosu ve elektrot pastasının toplam seri direnci

Rd, Cd Elektrot ve elektrot pastası kesiminde polarizasyon olayları sonucunda meydana çıkan empedans ve kapasite

Re, Ce Epidermin direnç ve kapasitesi

Ru Vücudun iç direncini ifade etmektedir.



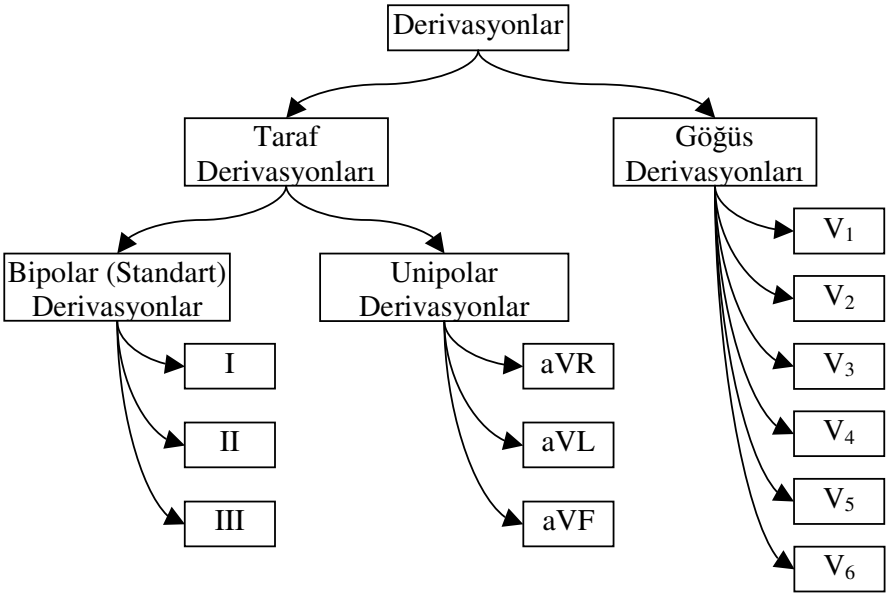
Şekil 3.6 Bir yüzey elektrodunun toplam eşdeğer devresi

3.1.2. Elektrokardiyografi derivasyonları

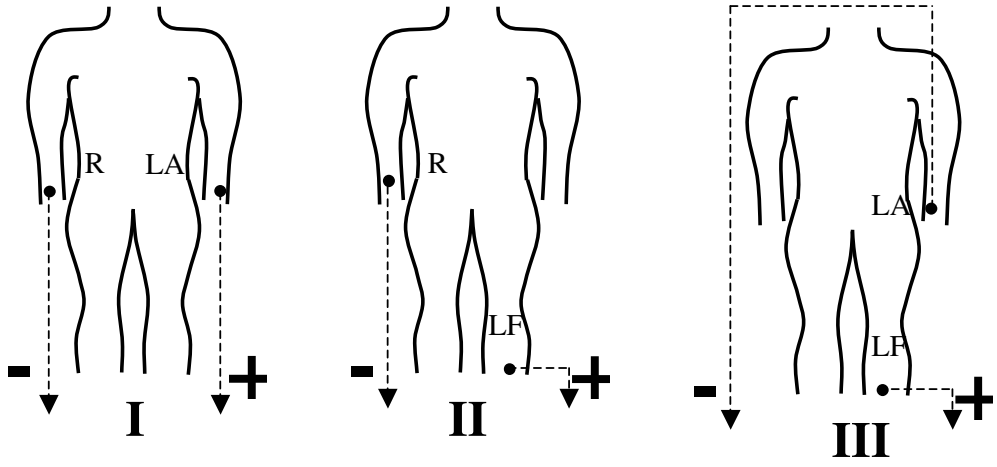
Normal olan yada olmayan elektrokardiyogram örneklerinin açıklanıp kavranmaları, elektrokardiyografiye, derivasyon eksenleri ve kalp vektörü kavramları temel alınarak yaklaşıldığında başarılabilir. Belirli bir derivasyonun ekseni ile kalbin elektriksel etkinliğini yansıtan vektörler bilirse, o derivasyon tarafından çizilmesi gereken elektrokardiyogram kolayca bulunabilir (Uçak, 1997).

Günlük elektrokardiyografi uygulamaları sırasında kullanılan 12 adet derivasyon, taraf ve göğüs derivasyonları başlıkları altında iki gruba ayrılır. Taraf derivasyonları bipolar yada unipolar olmak üzere iki grup olarak ele alınabilir. Göğüs derivasyonları için ise unipolar tipte yerleşim öngörülmektedir.

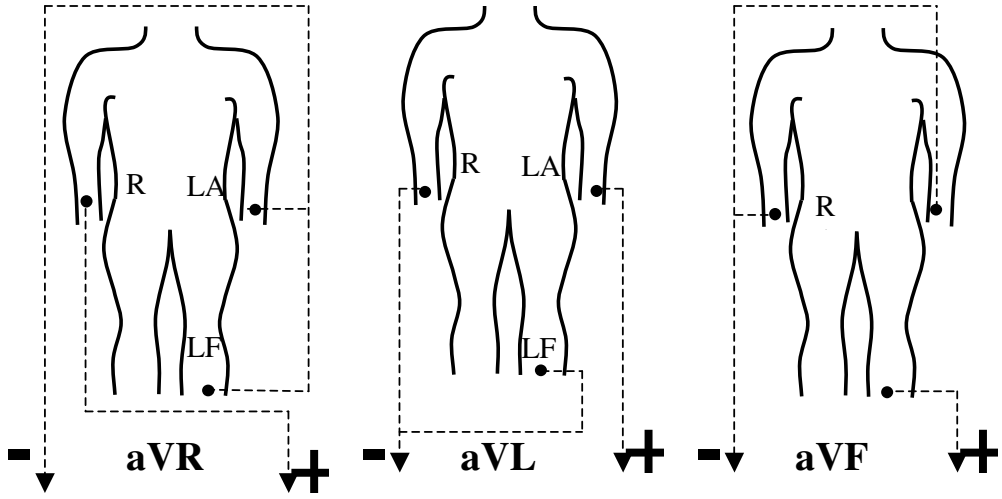
Şekil 3.7'de yukarıda sözü edilen derivasyonların gruplanışları ve adlandırılmaları verilmiştir. Aşağıda ki şekiller ise bu adlandırmalara göre yapılmış elektrokardiyografik elektrot bağlantıları göstermektedir. Derivasyonların isimlendirilmesinde kullanılan "a" harfi "augmented" yani güçlendirilmiş anlamındadır. Bu yöntemle elde edilen çıkış işareti %50 oranında yükselir. "V" voltaj, "R" sağ kol, "L" sol kol ve "F" sol bacağı temsil eder.



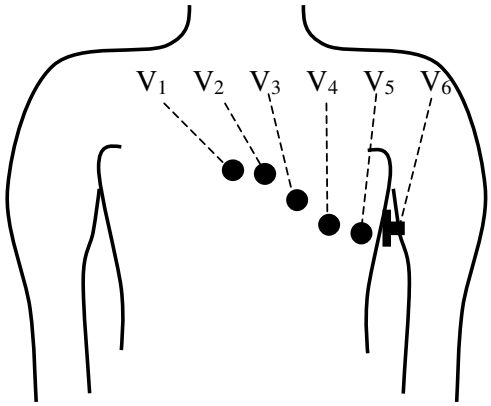
Şekil 3.7 Derivasyonlar



Şekil 3.8 Bipolar taraf derivasyonları



Şekil 3.9 Unipolar taraf derivasyonları (Goldberger'e göre)

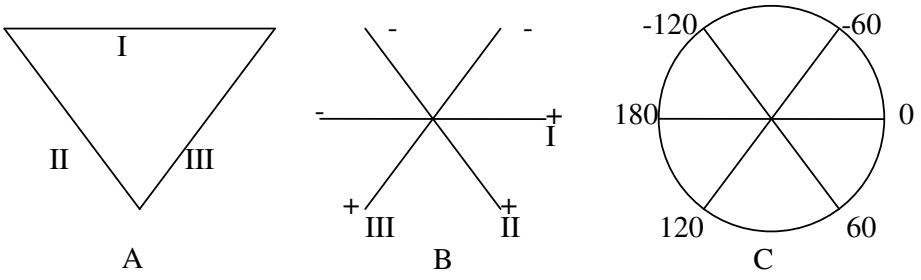


Şekil 3.10 Göğüs derivasyonları

3.1.3. Derivasyon eksenleri ve einthoven üçgeni

Bipolar taraf derivasyonlarına ilişkin elektrot çiftlerini birleştiren kavramsal düz çizgilere derivasyon ekseni adı verilir.Derivasyon ekseninin, pozitif elektrotun yer aldığı ucu "pozitif", negatif elektrotun yer aldığı ucu is "negatif" olarak belirtilir. Eksenin uçlara eşit uzaklıktaki orta noktası "sıfır noktası" dır. I, II ve III nolu derivasyonlara ilişkin eksenler çizildiğinde, "einthoven üçgeni" adı verilen bir şekil elde edilir. Bu üçgen ile ilgili bazı yaklaşımlar; eşkenar bir üçgendir, köşelere eş uzaklıkta sıfır noktası bulunur ve üçgenin merkezi kalbin anatomik merkezidir, kalbin anatomik merkezi ile elektriksel merkezi çakışıktır, şeklinde sıralanabilir. Sözü edilen üçgenin

kenarlarını oluşturan eksenler ağırlık merkezi olan sıfır noktasından geçecek şekilde kaydırılarak bir referans sistemi elde edilir. Frontal düzlemde yer alan bu referans sistemi, kalbin elektriksel eksenini belirlemek amacıyla kullanılır (Şekil 3.11).



Şekil 3.11 A-Einthoven üçgeni B-Eksenlerin kaydırılması C- 60°'lik açılarla üç eksenli referans sistemi

3.2. Elektrokardiyogram Cihazı

EKG işaretinin gerilim ve frekans seviyeleri elektrokardiyogram cihazının yapısını tayin etmektedir. EKG işaretinin Frekansı 0.1 ila 150Hz genliği ise 1 ila 2mV arasındadır. Bir elektrokardiyografi cihazı tasarlanırken, belirtilen bu değerleri algılayıp kuvvetlendirebilecek aynı zamanda da istenmeyen gürültüleri bastıracak yapıda olmasına dikkat edilmelidir. Amerikan Kalp Birliği, standart bir elektrokardiyografın sahip olması gereken özellikleri için şu kriterleri önermektedir (Molak, 1991).

a. Giriş Seviyesi: Cihaz en az tepeden tepeye 10 mV işareti işleyebilmelidir.

b. Giriş Empedansı ve Akımı: Giriş empedansı (elektrot-toprak arası) 5MΩ'dan az olmamalıdır. Ölçme esnasında kullanılmayan tüm elektrotlar cihazın toprağına bağlanmalıdır. Cihazdan insan vücuduna 1μA'den fazla akım akmasına izin verilmemelidir. (Günümüz uygulamalarında bu değer 10 μA'e kadar yükselebilmektedir.)

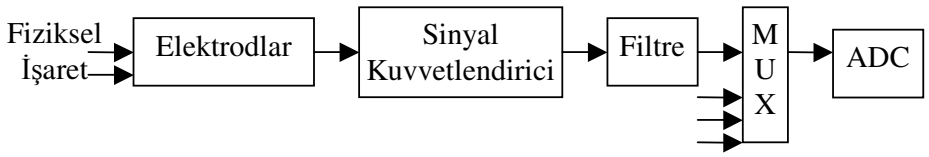
c. Merkezi Terminal: Direnç devresinin gerektirdiği merkezi terminalin sebep olduğu distorsiyon %2'den fazla olmamalıdır.

d. Frekans Cevabı: 0.14 Hz'den 25 Hz'e kadar olan bölümde ± 0.5 dB'den fazla sapma olmamalıdır. 100 Hz'e kadar olan bölümde ±3 dB'den fazla sapma olmamalıdır.

e. Ortak Mod Reddetme Oranı (CMRR - Common Mode Reject Ratio): Elektrot seçici anahtarın her durumu için, kaydedici kazancı 10mm/mV konumunda, bütün elektrot uçları birbirine kısa devre, 120 Vrms 60 Hz'lik kaynağın bir ucu toprağa, diğer uç 22pF seri kondansatör ile birleştirilerek elektrota uygulandığında; ekranda 20mV'dan fazla sapma olmamalıdır.

f. Kalibrasyon: Cihazın kalibrasyonu için 1 mV standart gerilim kullanılmalıdır.

EKG cihazının genel yapısını anlatan bir blok diyagram Şekil 3.12 'de görülmektedir.

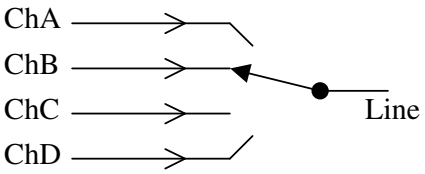


Şekil 3.12 EKG cihazı genel yapısı

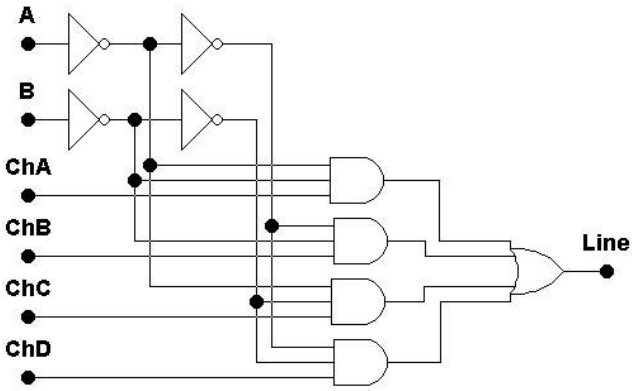
Elektrodlar vasıtasıyla alınan işaretlerin çok düşük genlikli olması ve bünyesinde çeşitli sebeplerden meydana gelen istenmeyen işretleri (gürültü) barındırması sebebiyle bazı işlemlerden geçirilmesi gerekir.

Öncelikle çıkışın kuvvetlendirilerek sonraki elektronik devre katlarına uygulanabilir hale getirilmesi gerekir. Bu kuvvetlendirme işleminin ardından, işaret içerisinden yüksek frekans bileşenleri, şebeke gürültüsü veya diğer biyoelektrik işaretlerden vb. kaynaklanan istenmeyen gürültüleri atmak için ihtiyaca göre filtreler kullanılır.

Diğer dönüştürücülerden gelen işlenmiş analog sinyaller hızlı bir seçici anahtar (MUX – Multiplexer) vasıtasıyla (Şekil 3.13, Şekil 3.14) Analog Dijital Çevirici (ADC – Analog Digital Converter) devresine aktarılır. Sayısal formda elde edilen işaret bilgisayarın giriş/çıkış portlarından okunabilir hale getirilmiş olur.



Şekil 3.13 MUX Çalışma Prensibi



Şekil 3.14 4 girişli sayısal MUX

3.2.1. Kuvvetlendiriciler

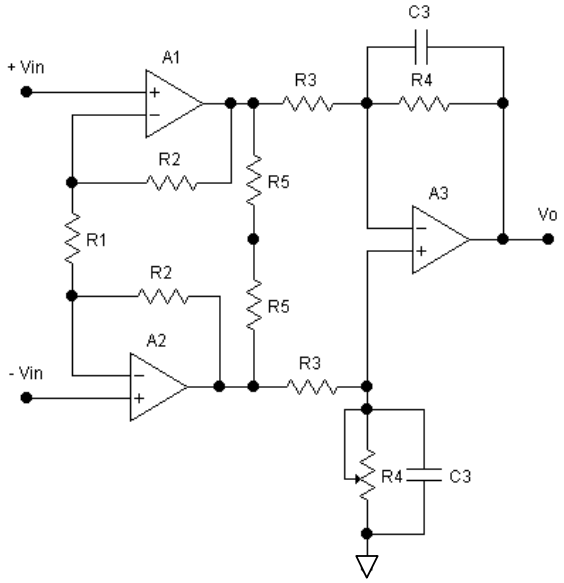
EKG işaretlerinin alınması amacıyla kullanılacak sistemin; 0.1 ila 150Hz arasındaki frekans bandında bulunan işaretleri yükseltmesi, aynı zamanda alınabilecek diğer biyolojik işaretler ile şebeke ve diğer elektromagnetik kaynaklardan kaynaklanabilecek gürültü işaretlerini bastırması gerekmektedir. Ayrıca EKG yükselteçlerinin, giriş empedansları yüksek (en az 2MΩ) olması dolayısıyla hasta bedeninde maksimum 10μA akım akıtması gerekir. Bu sınırlamalar cihazın elektriksel güvenilirliği için gereklidir (Kemaloğlu, 2001). EKG işaretleri yalıtılmış ön yükselteç vasıtasıyla elektrotlardan alınır ve bir izolatör (optokuplör, transformatör kuplajlı devre vb.) yardımıyla kendisinden sonraki kata aktarılır.

3.2.2. Enstrümantasyon kuvvetlendirici

Girişleri üzerindeki voltaj farkını yükseltmek amacıyla tasarlanmış olan bir elektronik devre olan bu kısım, vücut üzerinden alınan düşük genlikli sinyallerin yükseltildiği ve filtrelendirildiği ön yükselteç devresinin ilk katını oluşturur. Her iki giriş terminaline ortak olarak gelen gerilimleri yükseltmemesi bu devreye yüksek bir CMRR kazandırır. Aynı zamanda devrenin yüksek giriş empedansına sahip olması biyomedikal uygulamalarda kullanımını yaygınlaştırmıştır.

Enstrümantasyon kuvvetlendirici yapısında tipik olarak 90 ila 110dB'lik CMRR değerine sahip işlemsel yükselteçler (Operational Amplifier – OPAMP)

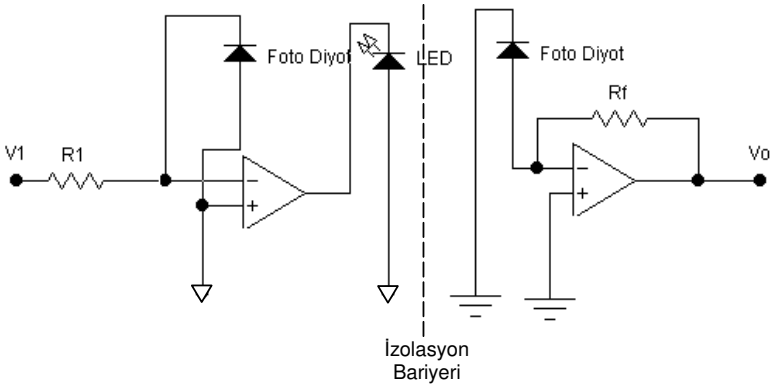
kullanılır. Basitleştirilmiş bir Enstrümantasyon Kuvvetlendirici iç yapısıŞekil 3.15'de verilmiştir (Oktay, 1991).



Şekil 3.15 Basitleştirilmiş bir enstrümantasyon kuvvetlendirici yapısı

3.2.3. İzolasyon kuvvetlendirici

Hasta bedeninden geçmesi muhtemel 10µA 'in üzerindeki bir akım değeri hayati risk oluşturabilmektedir. Bu yüzden öncelikle hastanın elektrikten kaynaklanabilecek tehlikelere karşı korunması gerekmektedir. Bu amaçla, ön kuvvetlendiriciler ile diğer elektronik donanım arasında yüksek empedans sağlayan izolasyon devreleri (Şekil 3.16) kullanılır (Oktay, 1991).



Şekil 3.16 Optokuplörlü izolasyon devresi

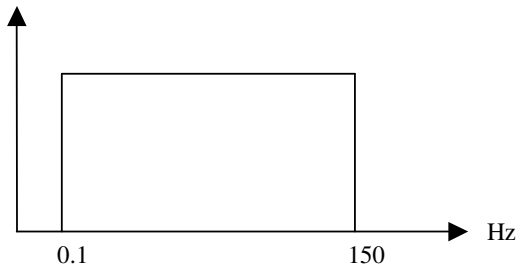
3.2.4. Filtreler

Hastanın soluk alıp vermesi ve kas hareketlerinin sebep olduğu gürültüler, elektrik şebekesi kaynaklı gürültüler ve diğer yüksek frekanslı elektriksel parazitler Enstrümantasyon Yükseltecinin yüksek CMRR değerine rağmen EKG işaretlerine karışabilmektedir (Baykal, 2000).

Yukarıda sözü edilen istenmeyen işaretleri süzmek için filtreler kullanılır. Günümüzde kararlı direnç ve kapasitelerle tam ve doğru olarak filtre karakteristiklerinin gerçekleşmesine imkân tanıdıkları için genellikle aktif filtreler kullanılmaktadır (Oktay, 1991).

3.2.4.1. Band geçiren filtre

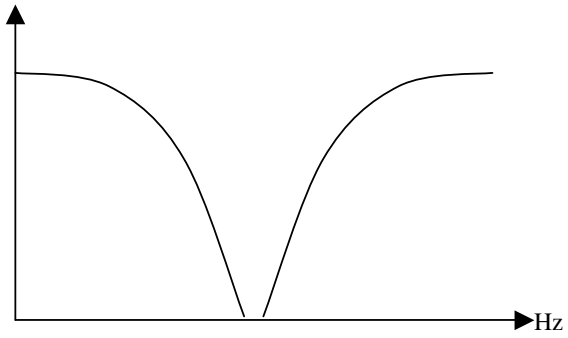
EKG işaretinde olabilecek gürültü sebeplerinden en önemlisi hastanın bedeninden kaynaklanan biyolojik işaretlerin oluşturdukları gürültülerdir. Genellikle kas hareketleri sonucu ortaya çıkan bu gürültüler ve kuvvetlendirilmeden önceki sinyalin DC bileşeninin atılması için EKG işaretleri 0.1 ila 150Hz kesim frekansına sahip Band Geçiren bir filtreden geçirilmelidir. İdeal bir Band Geçiren Filtre karakteristiği Şekil 3.17'de görülmektedir (Aksu, 2000).



Şekil 3.17 İdeal band geçiren filtre karakteristiği

3.2.4.2. Çentik filtre

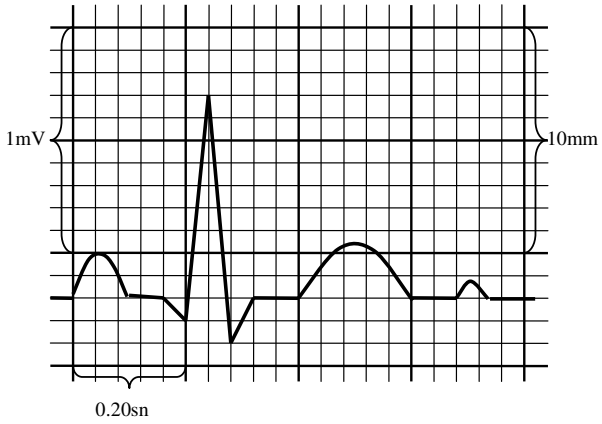
Elektrik şebekesinin oluşturduğu elektromanyetik gürültüden kaynaklanan ve hasta üzerinden geçerek yükselteç devresinde güçlenen bileşenleri bastırmak için şebeke frekansı civarında band genişliği ayarlanabilen bir Çentik Filtre kullanılır.Bu tip bir filtre karakteristiği Şekil 3.18'de verilmiştir (Aksu, 2000).



Şekil 3.18 Çentik filtre karakteristiği

3.3. Normal Elektrokardiyogram

Elektrokardiyogram üzerinde kalbin elektriksel potansiyeline ilişkin yön, genlik ve zaman içinde değişim gibi bilgiler yer alır (Nizam, 2000) . Bu sebeple kalbin fonksiyonlarının değerlendirilmesi açısından EKG önemli bir araçtır. Normal EKG işareti, "baseline" adı verilen "taban çizgisi" üzerinde sıralanan P, Q, R, S, T, U adları verilen dalgalardan oluşur. Elektrokardiyografi cihazında kullanılan elektrokardiyografi kağıdı, eşit aralıklı yatay ve dikey çizgilerle bölümlenmiş özel bir kağıt olup, her ince çizgi arası 2mm, kalın çizgi aralıkları ise 5mm'dir (Şekil 3.19). Günlük uygulamalarda EKG çekim hızı 25mm/sn dir. Buna göre 1500mm lik kağıt uzunluğu 1dk'lık ölçüm süresine karşılık gelir (Uçak, 1997).



Şekil 3.19 EKG kağıdı ve işareti

EKG genellikle 0.04 s/mm skalası ile kaydedilir. Voltaj sensitivitesi düşey eksende 0.1mV/mm. Bu yüzden EKG kağıdında bir küçük kare 0.04 s ve bir büyük kare de 0.2 s olarak kabul edilir. Kalp 1 dakikada erişkin bir kişide 60–100 kere atar. Normal kalp ritminin EKG kriterleri Tablo 3.2'de verilmiştir.

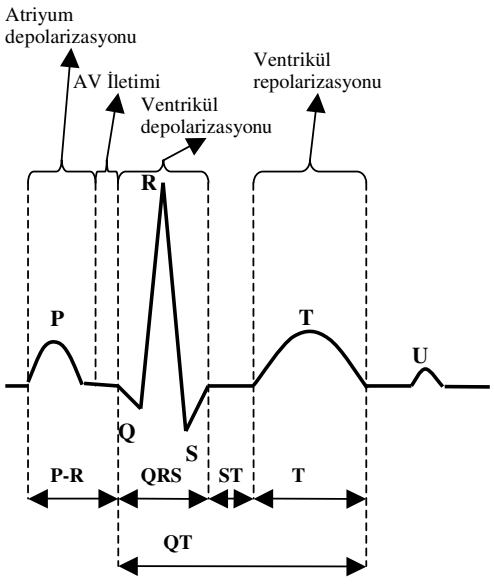
Hız:	60–100 vuru/dk
Ritm:	Düzenli.
Uyarı odağı:	Her uyarı SA düğümden çıkar
P dalgası:	Her vuruda aynı görünümdedir, tümü SA düğümden çıkar.

Tablo 3.2 Normal kalp ritminin EKG kriterleri

PQRST kompleksinin frekans bandı 0.05 – 150 Hz arasındadır. Bazı önemli EKG parametreleri Tablo 3.3'de, normal EKG bileşikleri ve dalgaların kalbin elektriksel etkinliği karşılıkları ise Şekil 3.20'de verilmiştir.

Dalga	Zaman (sn)	Dalga	Genlik
P	0.06	P	0.25mV
PR	0.1 – 0.16	R	1.6mV
QRS	0.12	Q	%25 R
QT	0.35 – 0.44	T	0.1 – 0.5mV
ST	0.05 – 0.15		

Tablo 3.3 Bazı önemli EKG parametreleri



Şekil 3.20 EKG bileşiği ve dalga aralıklarının kalp elektriksel etkinlik karşılıkları

3.4. Fibrilasyon ve Defibrilatörler

Fibrilasyon sonucu ölümlerin önüne geçilebilmesi için kalbe uygulanan elektriksel şok üretimi için kullanılan cihazlara defibrilatör adı verilir. Kalp ritmi bozuklukları, kalp uyarı düğümleri harici kaynaklarla uyarılarak düzene sokulabilir.

Kalp hastalarının büyük bir çoğunluğu hastane dışında defibrilatörlerle iyileştirilebilecek ritm bozukluklarının neden olduğu ani kardiyak ölüm sonucu hayatlarını kaybetmektedirler.

3.4.1. Fibrilasyon

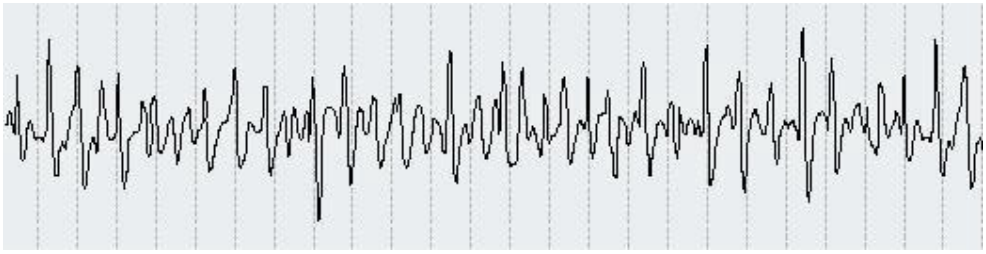
Kalbin normal elektriksel iletimi sağ kulakçıkta yer alan SA node'da başlar, kulakçıklarda yukarıdan aşağıya doğru ilerler. Bu iletim sırasında, kulakçıklar kasılır ve kanın karıncıklara pompalanması sağlanır. Elektriksel iletim kulakçık ve karıncık arasında yer alan AV node'a ulaştığında, bu node'da bir süre bekletilir. Bu sayede karıncık ve kulakçıkların aynı anda kasılması önlenir. AV node'dan karıncıklara iletilen elektrik sinyali kalbin önce en alt kısmının kasılmasını sağlar. Daha sonra bu sinyal karıncıklarda yukarıya doğru hareket eder ve karıncıklar aşağıdan yukarıya doğru kasılırlar. Böylece karıncıklardaki kan, vücuda ve akciğerlere verimli bir şekilde pompalanabilir.

Kalp, yani dolaşım sisteminin en önemli organı bir pompa gibi çalışmaktadır. Hayatın devamı için bu pompanın kusursuz şekilde çalışması gereklidir. Kalp kası, beyinden aldığı "kasıl "emriyle kasılır ve "gevşe" emriyle gevşer. Kalp kası çizgili kas fibrillerinden veya liflerden meydana gelir. Bu liflerin hepsinin aynı anda gerilmesi sonucunda kalp kası kasılır. Bu fibrillerin veya liflerin herhangi bir hastalık nedeniyle düzensiz, birbirinden bağımsız zamanda gerginleşmesine fibrilasyon denir. Fibrilasyona uğramış kalp eğer bu şekilde çalışmaya devam ederse bir süre sonra kalp fibrilleri birbirinden ayrılır ve artık çalışamayacak bir hal alır.

Fibrilasyon'a girmiş bir kalpte yukarıda bahsettiğimiz normal ritim gözlenmez. Elektriksel iletim, fizyolojik bir bozukluk yada elektriksel iletimi bozan herhangi bir sebeple (elektrik çarpması gibi) kalpte SA node haricinde bir yerden başlar. İletimin sırası bozulduğu için kalp yukarıda bahsedilen verimli pompalama sağlayan şekilde kasılacağı yerde bölgesel küçük kasılmalara maruz kalır. Bu olay tıbbi literatürde "kalp çırpınımı" olarak adlandırılır.

3.4.1.1. Ventriküler fibrilasyon

Düzensiz ve karmaşık ventrikül depolarizasyonları tarafından oluşturulan hızlı ritme Ventriküler Fibrilasyon (VF) adı verilir (Şekil 3.21). Kalp atış sayısı dakikada 150 ila 500 arasında değişir. Özellikle 300 vurum/dk üzeri değerlerde akut yaşam tehdidi ortaya çıkar. Bu durumda kalp kası artık sadece titrer ve dolaşım sistemine hiç kan iletilmez. Hasta beyine de kan gitmemesi nedeniyle bilincini kaybeder. Sonuçta ise beyin ve diğer organlarda ağır hasar veya ölüm bile olabilir. Defibrilatör yardımıyla müdahale sonucu iyileştirilebilen aritmilerin başında gelen ventriküler fibrilasyon, kalp fonksiyonunun tamamen kaybolmasına ve birkaç dakika içerisinde ölüme sebebiyet verebilir. Ventriküler fibrilasyonun iyileştirilmesine defibrilasyon adı verilir.

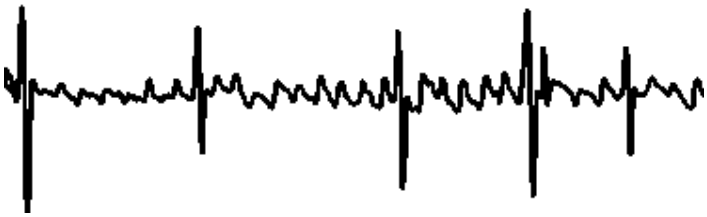


Şekil 3.21 Ventriküler Fibrilasyon. Yaklaşık 300 vuru/dk

3.4.1.2. Atrial fibrilasyon

Atrial Fibrilasyon en sık gözlenen ritim bozukluklarından biridir (Şekil 3.22). Atrial Fibrilasyon'da uyarılar atriumda düzgün bir şekilde yol alacaklarına atrium içinde aynı anda sayısız uyarı dalgası oluşturup farklı yönlere hareket eder ve AV düğümden geçmek için birbirleriyle yarışırlar. Bu uyarılar kalbin elektriksel sistemi dışındaki dokulardan kaynaklanır. Bu uyarıların oluşması ile çok hızlı ve organize olmayan bir kalp ritmi oluşur. Atriumdaki uyarı sayısı

dakikada 300-600 arasındadır. Ancak AV düğüm ventriküle geçen uyarı sayısını sınırlayıcı özelliğe sahiptir. Sonuçta nabız sayısı genellikle dakikada 150'nin altında olmakla beraber şikayete yol açabilecek kadar da hızlı olabilir (Alpman, 2007).



Şekil 3.22 Atriyum Fibrilasyonu

3.4.2. Defibrilasyon

Fibrilasyona uğramış veya yeni durmuş kalbe elektrik enerjisini şok halinde verildiği taktirde kalp dışarıdan uyarılmış olur ve kasılır. Bu şekilde uyarılmış kalp yeniden çalışmaya başlar. Fibrilasyona uğramış kalp üzerinde ise bu elektrik şoku tam kalp kasının en kasılı olması gerektiği anda yapılmalıdır. Elektriksel defibrilasyon belirli düzeyde ventriküler uyarıyı sağlar. Şok sayesinde fibrilasyon halindeki ventriküller normale döner.

Ani kalp durması (SCA - Sudden Cardiac Arrest) sonrası hemen uygulanacak defibrilasyon kişinin yaşama dönmesi için birkaç nedenden dolayı hayati öneme sahiptir:

1. Şahit olunan SCA nın en sık görülen nedeni VF dir
2. VF nin tedavisi elektrikli defibrilasyonla mümkündür
3. Defibrilasyon için geçen zaman uzadıkça başarı hızla azalmaktadır
4. Birkaç dakika içinde VF nin asistole dönme eğilimi vardır.

SCA sonrası, defibrilasyon için geçen süre ile çevredeki kişilerin "temel yaşam desteği" (CPR – Cardio Pulmoner Resuscitation) uygulamasının, kişinin hayata dönmesi üzerindeki etkilerini inceleyen birçok araştırma bildirilmiştir. Eğer CPR uygulanmazsa, şahit olunan kendinden geçme durumunda,

defibrilasyon uygulanana kadar geçen her dakika, VF nedeniyle kalbi aniden duran kişinin yeniden yaşama dönme olasılığını % 7-10 arasında azaltacaktır. Eğer CPR uygulanırsa, defibrilasyonun uygulanması için geçen her dakika yaşama döndürme olasılığını % 3-4 oranında azaltmaktadır. Şahit olunan SCA da, CPR uygulanması hayata döndürme oranını iki veya üç misli artırmaktadır, defibrilasyon aralarında da uygulanmak kaydıyla. Eğer ilkyardımcılar hemen CPR uygulamaya başlarlarsa, birçok erişkin VF sonrası herhangi bir sinirsel hasar olmadan yaşama döndürülebilmektedir, özellikle de SCA i takip eden 5 dakika içinde defibrilasyon uygulanmışsa. CPR ile VF uzamakta, bu arada az miktarda da olsa beyne ve kalbe kan akımı sayesinde oksijen ve gerekli maddeler ulaştırılmaktadır. Tek başına CPR nin VF yi ve dolaşımı düzeltmeye yetmediği görülmüştür. Kalp fonksiyonları durduktan sonra 8 dakika içinde defibrilasyon ve CPR işlemleri yapılmış olmalıdır. Kalp krizi geçiren hasta, daha kapsamlı bir tedavi için 20 dakika içinde bir hastanenin acil servisine ulaştırılmış olmalıdır. VF e giren hastaların yeniden yaşama döndürülebilmesi için CPR ve defibrilasyon tedavileri birlikte uygulanmalıdır. Şayet kalbin durmasından (cardiac arrest) itibaren ilk 4 dakika içinde CPR ve ilk 8 dakika defibrilasyon uygulanacak olursa ventriküler fibrilasyona giren hastaların ortalama % 40'ı kurtarılarak normal yaşamlarına dönmektedir. Defibrilasyona daha geç başlanması durumunda hastanın kurtulma şansı da azalmakta; CPR ve defibrilasyona ilk 10 dakikadan sonra başlanması durumunda ortalama her 250 hastadan sadece biri kurtarılabilmektedir. Defibrilasyon manuel ve otomatik olarak yapılabilmektedir. Manuel defibrilasyonda, şok uygulaması gereken veya gerekmeyen kardiyak ritimlerin çok iyi bilinmesi gerekir. Hastaya elektroşok verildiği anda CPR kesilir. Bazı uygulamalarda, her elektroşok sonrası 15 ile 30 saniye süreyle CPR yapılmaktadır (AHA, 2005).

3.4.3. Defibrilatörler

Defibrilatör aygıtları güçlü bir elektrik şoku sağlayarak, hastanın hızlı ve etkisi olmayan düzensiz kalp ritmini yavaşlatıp normale döndürerek kalbin daha fazla miktarda kan pompalamasını sağlar. Kardiyak ritminin hızlı olduğu acil

durumlarda hayata döndürmek için uygulanan tedavilerden en iyi seçim defibrilatör kullanılmasıdır.

Günümüzde şok vermek üzere hastanın göğsüne deri yüzeyinden elektrotlar bağlanır. 3-10 milisaniye içerisinde birkaç bin volt ve birkaç 10 amperlik seviyede enerji uygulanır. Uygulanan enerji birçok defibrilatörde 50-360j seviyesinde olup uzman tarafından seçilebilmektedir.

Ticari olarak üretilen defibrilatörlerde yaygın olarak monofazik dalga biçimi kullanılmaktadır. Bunların ürettiği akım tek yönlüdür. Monofazik akım tepe düzeye ulaştıktan sonra yavaş yavaş düşüyor ise "damped sinusoidal", buna karşılık birden iniyorsa "truncated exponantial" diye nitelendirilmektedir.

3.4.4. Klinik defibrilatörler

Defibrilatörler medikal ve fizyolojik araştırmalar ve donanım teknolojisindeki gelişmeler sonucunda tasarlanmaktadır. Defibrilasyon konusunda ilk deneysel çalışmalar 18. yüzyılda yapılmıştır. Beck tarafından 1947'de kalbe direk elektrik şoku verilmiştir. Zoll tarafından 1956'da toraksa eksternal elektrik şoku verilerek ilk başarılı defibrilasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. 1960'da portabl (Şekil 3.23) defibrilatörler üretilmiştir (Soysal, 2000).



Şekil 3.23 Taşınabilir Defibrilatör

VF nin başlaması ile ilk şokun uygulanması arasında geçen her bir dakikanın hayatta kalma şansını %10 azalttığı hesaba katıldığında defibrilatörün hızlı şarj olması, taşınabilir olması gibi durumlar önem kazanmaktadır. Yakın zamanda üretilen "otomatik harici defibrilatörler" (Automatic External Defibrilators – AEDs) kısa bir çalışma süresinde defibrilasyon için hazır duruma gelmektedir.

Günümüzde kullanılan tüm defibrilatörler enerjiyi kapasitörlerde depolamaktadır. Kapasitörlerin küçük boyutta olmaları, hafif olmaları ve birkaç bin volta defalarca şarj-deşarj olabilmeleri aranan özellikleridir. Bu tür kapasitörler en az 450 gr ağırlığında ve defibrilatör birkaç kilo ağırlığındadır. Kapasitörün depoladığı enerji şu formül ile hesaplanır.

$$W_s = \frac{1}{2} CE^2$$

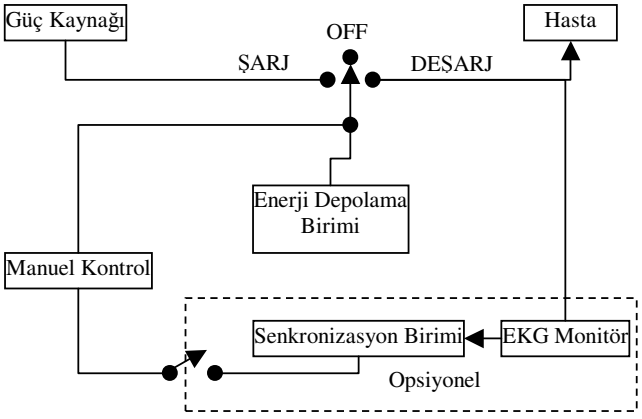
Ws: Joule cinsinden depolanan enerji miktarı
C: Farad cinsinden kapasite
E: Kondansatöre uygulanan gerilim

Alınan enerji ise aşağıdaki formül ile bulunabilir.

$$W_d = W_s \frac{R}{R_i + R}$$

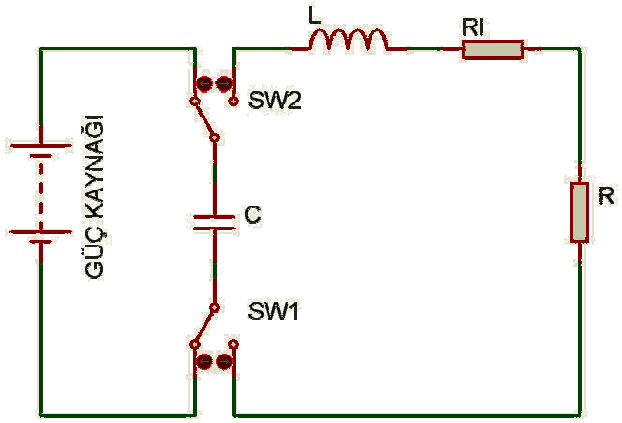
Wd: Alınan enerji
Ws: Depolanan enerji
R: Hasta direnci
Ri: Aygıt direnci

Şekil 3.24'de bir defibrilatörün blok diyagramı görülmektedir. Bir çoğu monitör ve senkronizasyon devrelerine de sahiptir. EKG işaretlerini görüntülemek için defibrilasyon şoku uygulayan aynı elektrotlar kullanılır.



Şekil 3.24 Defibrilatör blok diyagramı

Göğüsten uygulanan şoklarda, enerji bir RCL devresinin deşarj eğrisi gibi sönümlü veya alçalan eğimli bir sinyal (bu tip dalga biçimine trapezoidal da denilmektedir.) olmaktadır. Sönümlü sinüs ve trapezoidal dalga şeklini uygulayan defibrilatörlerin temel bileşenleri Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'de görülmektedir. RCL defibrilatörlerin ürettiği dalga şekli enerji depolama kapasitesine, dirence ve bobinin endüktansına bağlı olduğu gibi hastanın göğüs direncine de bağlıdır.



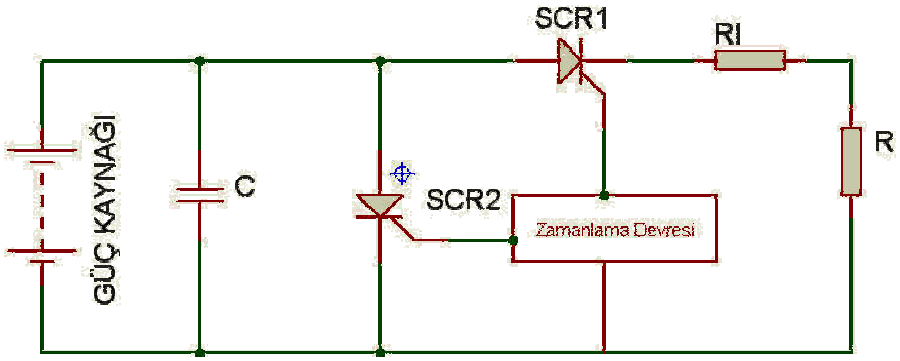
Şekil 3.25 RLC Defibrilatör

Devreye Kirkchoff 'un gerilim yasası uygulanırsa

$$L\frac{di}{dt}+(R_i+R)i+\frac{1}{C}\int idt=0$$

L: endüktans (H) Ri: aygıt direnci
i: anlık akım şiddeti (A) R: hasta direnci
t: zaman (s) C: Kapasite

Buradan RCL defibrilatörü için ikinci dereceden diferansiyel denklem elde edilir. $L\frac{d^2i}{dt^2}+(Ri+R)\frac{di}{dt}+\frac{1}{C}i=0$



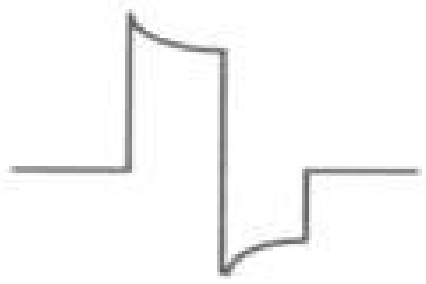
Şekil 3.26 Trapezoidal dalga defibrilatör

Trapezoidal dalga şekilli (truncated exponential decay) defibrilatörler klinikte kullanılmaktadır. Şekil 3.26'da böyle bir dalga şeklinin (alçalan eğimli) üretilmesi ile ilgili devre görülmektedir. Bu dalga biçiminde devreden boşalan enerji aşağıdaki formül ile hesaplanabilir.

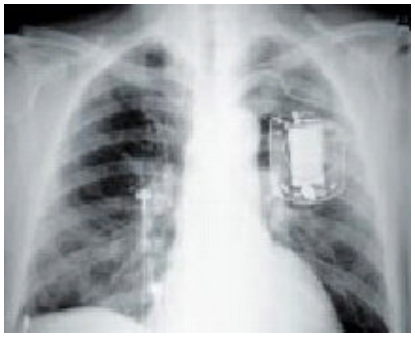
$$W_d = 0.5 I_i^2 R \left(\frac{d}{\log_e \left(\frac{I_i}{I_f} \right)} \right) \left(1 - \left(\frac{I_f}{I_i} \right)^2 \right)$$

W_d boşalan enerji
I_i başlangıç akımı (A)
I_f son an akımı (final)
R: hasta direnci
d: pals süresi (s)

RCL ve trapezoidal dalga biçimlerinin her ikisi de defibrilasyonda etkilidir. Günümüzde vücut içine yerleştirilen (implantasyon) defibrilatörlerde (Şekil 3.28) bifazik dalga (Şekil 3.27) biçimi kullanılmaktadır. Bifazik dalga biçiminde enerji üreten defibrilatörler 1990'ların ikinci yarısından sonra uygulamaya girmiştir. Bunlarda enerji düzeyi belirli bir süre pozitif yönde verilirken ters dönerek negatif yönde de hareket eder Bu aygıtlarda enerji yükseltmesi gerekmez. Tam olarak hangi enerji düzeyinin en optimal olduğu bilinmemekle beraber tekrarlanan şoklar hep 200j olarak verilir. Bizafik dalga biçiminin 150j'u ile monofazik dalga biçiminin 200j'unun eş düzeyde defibrilasyon yaptığı gösterilmiştir. Bu tür defibrilatörler göğüs yüzeyinden şok yapan defibrilatörler kadar henüz yaygınlaşmamıştır.



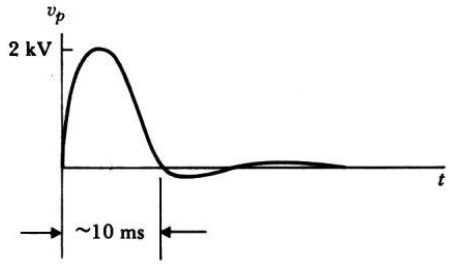
Şekil 3.27 Bifazik dalga formu



Şekil 3.28 İmplant halde bir defibrilatör

RCL defibrilatörler çok geniş uygulama alanına sahiptir. 440j enerjiyi depolayabilmektedir ve 50Ω kadar göğüs direnci var olduğu kabul edilen hastaya yaklaşık 360j miktarındaki enerjiyi aktarabilir. Enerji için 5-360j arasında çeşitli kademeler mevcuttur. Küçük hastalarda veya kolay düzelebilecek aritmilerde

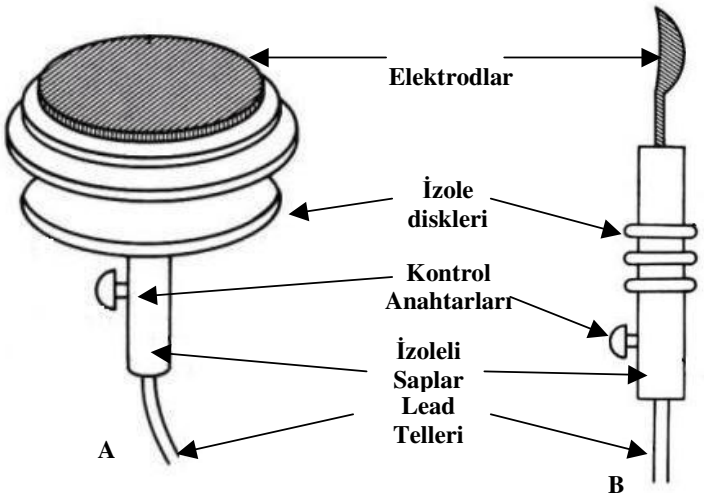
düşük yoğunluklu şok yeterli olabilmektedir. Pals süresi 3-6ms dir. Şekil 3.29'de sönümlü bir sinüs sinyali görülmektedir.



Şekil 3.29 Sönümlü sinüs dalga formu

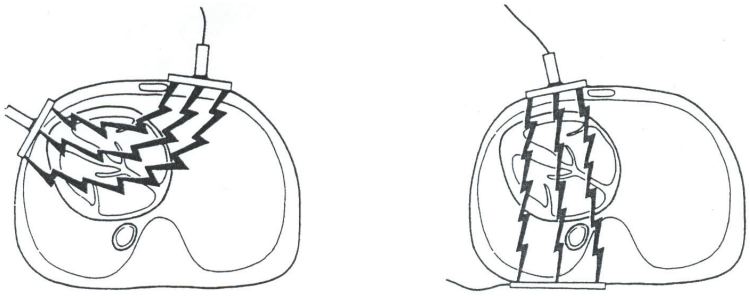
3.4.5. Elektrotlar

Harici defibrilatörlerin elektrotları metalden yapılmış ve 70-100cm^2 yüzey alanına sahiptir. Elektrotlar deri üzerine birleştirilirken deri elektrot arasındaki empedansı düşürmek için elektriksel iletkenliği yüksek madde kullanılır. İki tip elektrot söz konusudur. El ile tutulan tip (iletkenliği artırmak için sıvı veya katı jel kullanılır) ve vücuda yapışan tip (iletken madde elektrotu yerinde tutar). El ile tutulan elektrotlar tekrar kullanılabilir özelliktedir ve şok anında uzman tarafından hastanın göğsüne bastırılmaktadır. Vücuda yapışan elektrotların ise şoklamadan önce göğse yapıştırılması gerekir ve kullanıldıktan sonra atılır (Şekil 3.30).



Şekil 3.30 Defibrilasyon için kullanılan, A paddle tipi göğüs duvarına uygulanan B dahili, kaşık tipi direk kalbe uygulanan elektrot

Elektrotların her ikisi de göğse (anterior – anterior) veya biri göğse diğer sırt tarafına olacak şekilde (anterior - posterior) bağlanır (Şekil 3.31).



Şekil 3.31 Anterior – Anterior ve Anterior – Posterior uygulama

3.4.6. Senkronizasyon

Göğüsten şoklama yapan defibrilatörlerin bir çoğunda senkronizasyon özelliği mevcuttur. Senkronizasyon devresi, elektrokardiyogramın QRS kompleksi boyunca şoklamayı sağlamak için elektronik bir sezme ve tetikleme sistemine sahiptir. Bu ayarlama ventrikül fibrilasyondan farklı aritmileri iyileştirmek için gereklidir. Şoklama dikkatsizlik sonucu T dalgası süresince yapılırsa ventrikül fibrilasyonu başlatmaktadır. Kullanıcı tarafından senkronizasyon seçildiğinde şoklamanın otomatik olarak QRS kompleksi boyunca yapılması sağlanır. Ayrıca şoklama anı grafik ekranda da görülebildiği için uzman şoklamanın doğru anda yapılıp yapılmadığından emin olur.

3.4.7. Otomatik harici defibrilatörler

Otomatik harici defibrilatörler (AEDs) otomatik ya da yarı otomatik olarak karar verme ve hızlı aritmileri iyileştirme yeteneğine sahiptir. Kullanıcının manuel defibrilatörlerde olduğu kadar EKG, aritmiler gibi konularda eğitimli olması gerekmez. Kullanıcı elektrotları vücuda yapıştırır, AED i açar; sinyal işleme devreleri karar vererek gerekirse şoklamayı gerçekleştirir. Kullanıcı EKG sinyalini monitörde görerek süreci izler. Otomatik AED ‘ler de manuel kullanım söz konusu değildir. Yarı otomatik modellerde ise şoklama için kullanıcının onayı gerekmektedir.

1995 ten beri AHA (American Heart Association - Amerikan kalp birliği), hastane dışında meydana gelen SCA sonucu ölüm oranlarının azaltılması için

çevredeki ilkyardımcılara (Ambulans personeli, itfaiyeciler, polisler, hostesler, havaalanı çalışanları vb.) AEDs öğretilmesi için program hazırlanması konusunda öneriler getirmiştir. Bu programlar "defibrilasyonun halka ulaştırılması" olarak da bilinmektedir. Bu programların amacı, özellikle insanların kalabalık olarak bulundukları (havaalanları, uçaklar, alışveriş merkezleri, stadyumlar, eğlence yerleri vb.) ve ilkyardımcı bulunduran mekanlarda VF nin ortaya çıkışından CPR ve şok uygulanana kadar geçen süreyi kısaltarak oluşabilecek SCA nın önüne geçmektir. Hava alanı ve kumarhane gibi yerlerde çalışan kurtarıcılar ile polis gibi ilkyardımcılara uygulanan AED eğitim programı araştırmalarında; hastane dışında şahit olunan VF ye bağlı kalp durmalarında hemen CPR a başlanarak ve 3-5 dakika içinde defibrilasyon uygulanarak, yaşatma oranı % 41-74 olmuştur. Bu yüksek bir yaşatma oranıdır, buna rağmen defibrilasyon için geçen süreyi düşürmekte başarısız olunmuştur. Bununla birlikte, hastane dışındaki kalp durmalarının ortalama % 80 ni özel konutlarda meydana gelmektedir. Ancak AEDs in evlerde kullanılmasının yaygınlaştırılmasının ne kadar etkili olacağı konusunda herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır. O nedenle, kişisel ya da evde AEDs kullanmayla ilgili herhangi bir öneri bulunmamaktadır (AHA, 2005).

AEDs in hastane dışında kullanımının yaygınlaştırılması çalışmaları esnasında ilkyardımcılarla beraber normal vatandaşlarında programa katılımının sağlanması sürecinde üzerinde çalıştığımız proje uzman hekim desteğine istenildiği anda ulaşılabilmesini sağlaması bakımından faydalı olacaktır. Yukarıda sözü edilen defibrilasyona başlanması için geçen sürenin azaltılabilmesi de bu çalışmayla mümkün gözükmektedir.

3.4.8. Defibrilatörlerde güvenlik

Defibrilatörlerin doğru çalışıp çalışmadıkları düzenli olarak kontrol edilmelidir. Defibrilatörlerin çalışmalarını test eden çeşitli ölçü cihazları ile kontroller yapılabilir. Defibrilatörden boşalan enerji yükünü ölçen voltmetreler mevcuttur, ancak aynı zamanda oluşan çıkış sinyalinin de test edilmesi gerekir. Boşalma anında oluşan sinyali örnekleyerek kâğıda döken cihazlarda mevcuttur.

3.5. Programlama Dili (Labview)

İşletim sistemleri eskiden olduğu gibi metin tabanlı (DOS, UNIX vb.) olmaktan çıkmış, görsel özellikte tasarlanmaya başlamıştır (Windows, Linux vb.). Bu işletim sistemlerine uygun yazılım geliştirme araçları işletim sistemi gelişimine paralel olarak gittikçe daha fazla görsel bileşenleri destekler hale getirilmiştir. Görsel bileşenlerin kullanımındaki artışa rağmen halen bir çok programlama dili sözü edilen bileşenlerin yönetimini yazılması gereken kodlarla gerçekleştirebilmektedirler (VB, Delphi vb.).

Görsel bileşenlerin yönetimini tamamen grafik tabanlı olarak gerçekleştirebilen ender programlama araçlarının başında, National Instruments firması tarafından üretilen LabVIEW (Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench) gelmektedir. Grafiksel Programlama Dili (Graphical Programming Language - GPL) tanımına tamamen uyan bu dilin tasarlamasında ki temel iki amaçtan biri ölçme ve enstrümantasyon problemlerine çözüm sunmak, diğeri ise programlama dillerindeki dil yapısının öğrenilmesi, dile ait komut setinin ezberlenmesi, çok fazla satırlardan oluşan komut yazma konularındaki zorlukların aşılmasıdır.

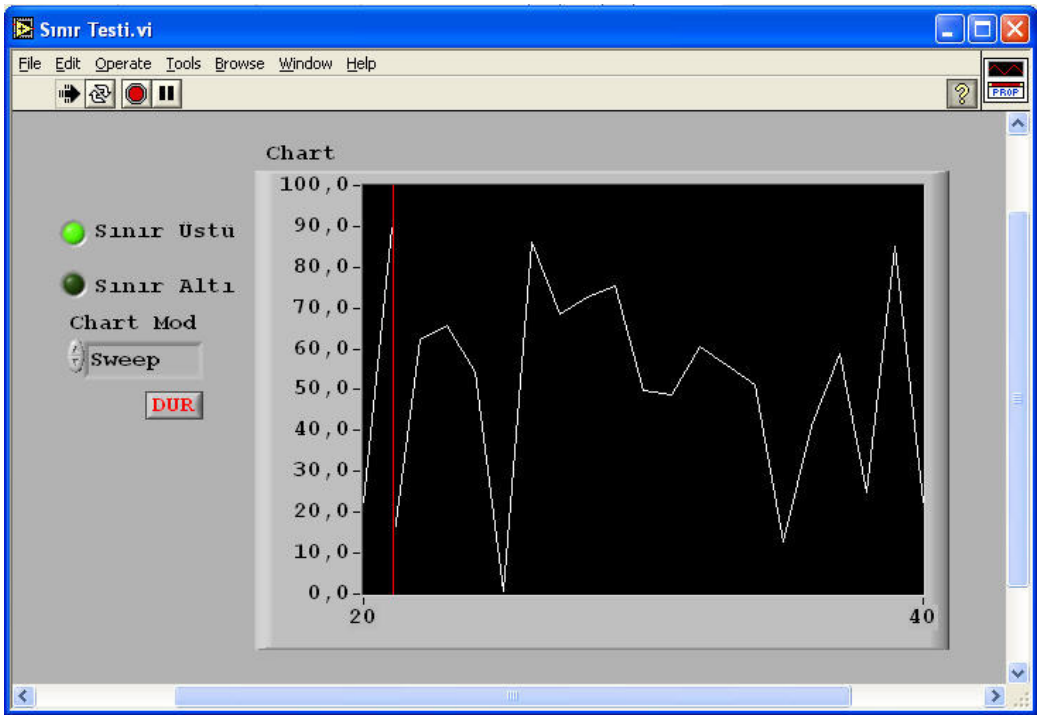
C tabanlı olarak geliştirilen LabVIEW dilindeki hemen hemen tüm komutlar semboller (icons) haline getirilerek modüler bir yapı oluşturulmuştur. Programlama mantığı veri akışı yapısına dayandığı için kaynak kod yazım sayfası bir akış şemasına benzemektedir.

3.5.1. Sanal enstrüman (virtual instrument –VI) kavramı

LabVIEW programı temelde iki ana bölümden oluşmaktadır. Bunlardan ilki; oluşturulan uygulama yazılımlarında kullanıcı arayüzü olarak görev yapan, görsel ögelerin yerleştirildiği “Ön Panel” (Şekil 3.32), ikincisi ise ön paneli oluşturan görsel nesnelerin fonksiyonlarının kontrol edildiği “Blok Diyagram” dır. Blok diyagramda görsel nesnelerin davranışları ve özellikleri tamamen grafiksel bir ortamda yapılan çalışmalarla denetlenir. Program veri akışı temelli olduğu ve

nesnelerin birbirleri ile ilişkileri grafiksel olarak belirlendiği içindir ki, blok diyagram bir tür akış şeması görünümündedir.

Blok diyagramda kullanılan sembol görünümlü bileşenlerin birbiri ile ilişkilendirilmesinde terminal ve node'lar kullanılır. Terminaller ön panelde bulunan nesnelerin blok diyagramdaki karşılıklarını temsil ederken, node'lar diğer programlama dillerindeki alt program yada fonksiyonları karşılarlar.



Şekil 3.32 Örnek kullanıcı arayüzü

LabVIEW ile hazırlanan programlar istenirse, kolayca laboratuar ortamında kullanılan fiziksel ölçüm aletlerinin yaptıkları işleri bilgisayar ortamında simüle edebilecek görsellikte ve fonksiyonları yerine getirebilecek özellikte tasarlanabilir. Böylesi bir tasarıma sahip programlar dışarıdan gelen verileri alabilmek için giriş noktalarına, sonuçların gösterilimi için ekranlara ve elde edilen sonuçları başka birimlere aktarabilecek çıkışlara sahiptirler. Kısaca fiziksel aletlerin yerini alabilecek sanal bir cihaz yapısındaki bu programlar "Sanal Cihaz VI " olarak adlandırılırlar. Aşağıda kısaca açıklanan üç bileşen tasarlanan bir VI için temel elemanlardır.

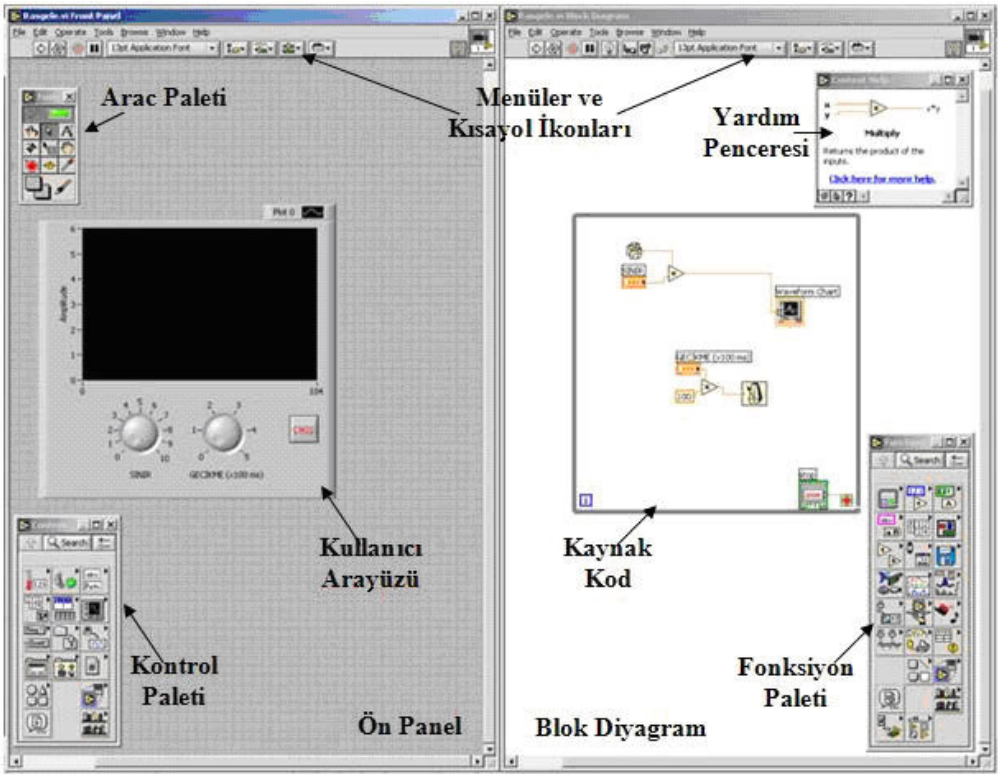
Ön Panel: Kullanıcı arayüzü olarak kullanılacak tasarımı içeren bölümdür.

Blok Diyagram: VI'ın fonksiyonlarının tanımlandığı grafiksel kaynak kodları içeren bölümdür.

Icon ve Bağlantı Noktaları: Bir VI içinde kullanılabilen diğer VI'ları tanımlar. Bir VI içinde bulunan diğer VI'lar AltVI (subVI) olarak adlandırılır. AltVI'lar metin tabanlı programlama dillerindeki çağırılabilen fonksiyonlara karşılık gelir.

3.5.2. Labview programlama ortamı

LabVIEW grafiksel programlama dili programlama ortamı; Şekil 3.33'da görüldüğü gibi Ön Panel, Blok Diyagram, Yardım Penceresi, Araç Paleti ile Fonksiyon ve Kontrol Paletlerinden oluşmaktadır.



Şekil 3.33 LabVIEW programlama ortamı

3.5.2.1. Ön panel

Kullanıcı arayüzlerinin tasarlandığı bölüm olan ön panel, diğer görsel programlama dillerinde form olarak bilinen bileşenin karşılığıdır. Kullanıcı yada başka kaynaklardan programa aktarılması gereken verilerin girişinin yapılabileceği, girilen verilerin işlendikten sonra sonuçlarının görüntülenebileceği

yada başka birimlere aktarılabileceği giriş/çıkış terminaller bu birim üzerine yerleştirilir.

Veri giriş işlemlerinde kullanılabilecek nesneler olan butonlar, ayar düğmeleri, metin kutuları gibi bileşenler "kontrol (Control)", işlenen sonuçların gösterilebileceği nesneler olan ledler, grafikler, etiketler gibi bileşenler ise "gösterge (Indicator)" adıyla bilinirler. Diğer bir ifadeyle, kontroller; enstrümanın giriş aygıtlarını simüle ederek blok diyagrama veri sağlarlarken göstergeler; enstrümanın çıkış aygıtlarını simüle ederler ve blok diyagramın ürettiği verileri görüntülerler.

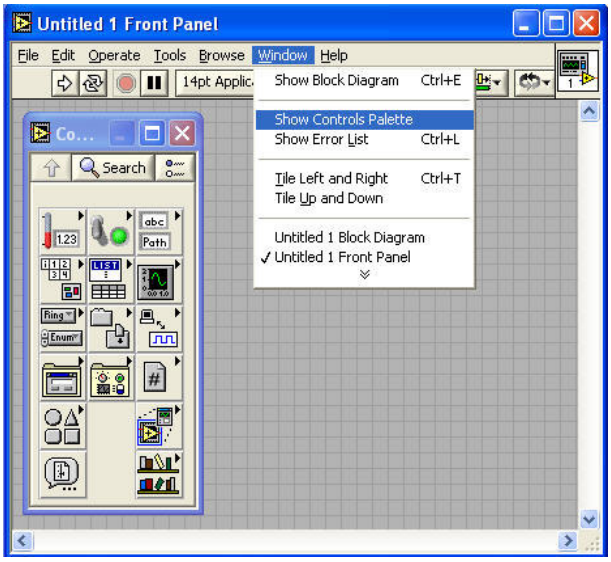
3.5.2.2. Blok diyagram

Başka programlama dillerindeki kod penceresinin görevini yerine getiren "Blok Diyagram", programın grafiksel kaynak kodlarını içerir. Ön panel dizaynı tamamlandıktan sonra, nesnelerin fonksiyonları bu bölüm aracılığıyla kontrol altına alınır.

Ön panel nesneleri blok diyagramda terminaller olarak görünmektedir. Terminaller blok diyagram ile ön panel arasındaki bilgi alış verişini sağlayan giriş-çıkış portlarıdır. Veri ön paneldeki kontrol elemanlarına girildiğinde blok diyagrama kontrol terminallerinden geçer. Derleme boyunca veri blok diyagramın çıkışı olan gösterge terminallerine doğru akar, blok diyagramın sonunda tekrar ön panele geçer ve ön panel göstergelerinde görüntülenir.

3.5.2.3. Kontrol paleti

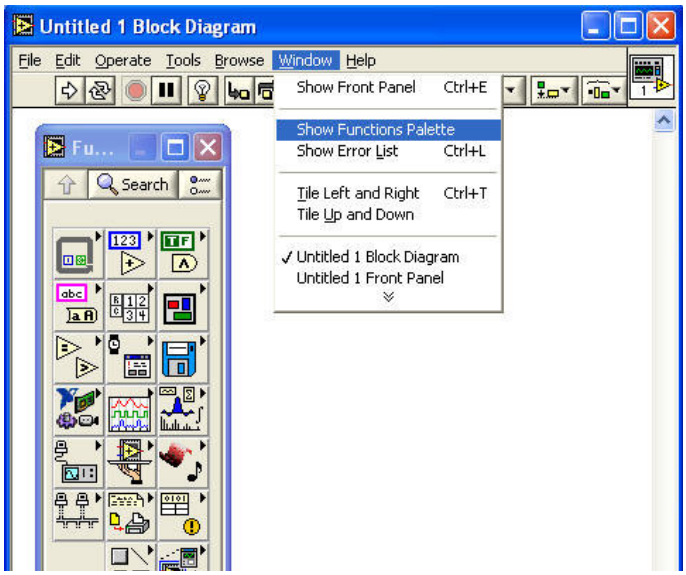
Yalnızca ön panelde kullanılmak üzere tasarlanmış bir yapı olan kontrol paleti, ön panelde kullanılması mümkün olan tüm gösterge ve kontrollerin bir arada tutulduğu araç kutusudur. Bu palet Window=>Show Controls Palette menüsü aracılığıyla yada farenin sağ tıklanması sonrasında görüntülenebilir. Konumu ve boyutu istenildiği gibi ayarlanabilir bir pencere görünümündedir (Şekil 3.34).



Şekil 3.34 Kontrol paleti

3.5.2.4. Fonksiyon paleti

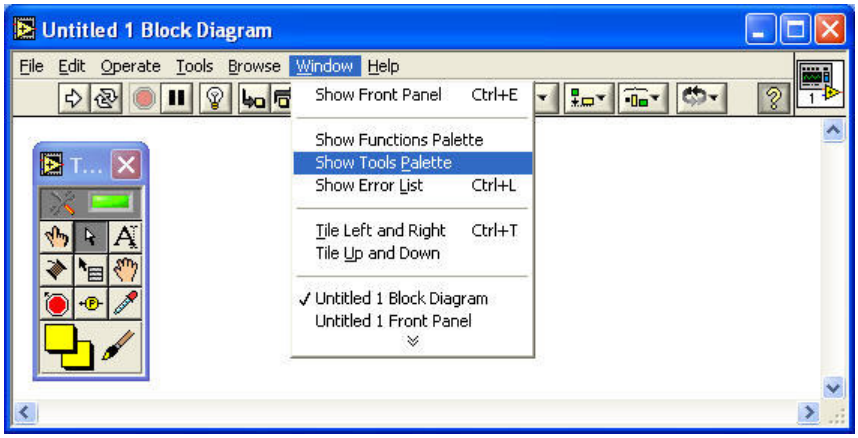
Sadece blok diyagramda kullanılmak üzere tasarlanmış bir yapı olan fonksiyon paleti, blok diyagramı oluşturmakta kullanılabilecek tüm fonksiyon ve altVI'ları bünyesinde toplayan bir araç kutusudur. Bu palet Window=>Show Functions Palette menüsü aracılığıyla yada farenin sağ tıklanması sonrasında görüntülenebilir. Konumu ve boyutu istenildiği gibi ayarlanabilir bir pencere görünümündedir (Şekil 3.35).



Şekil 3.35 Fonksiyon paleti

3.5.2.5. Araç paleti

Araç paleti hem ön panelde hem de blok diyagramda kullanılmaktadır. Buradaki araçlar fare işaretçisinin özel işlem biçimleridir. Fare işaretçisi araç paletinden seçilen ikona dönüşür. Buradaki araçlar blok diyagramdaki ve ön paneldeki nesnelerin düzenlenmesinde ve işletilmesinde kullanılır (Şekil 3.36).



Şekil 3.36 Araç paleti

3.5.3. Sanal sinyal üretme

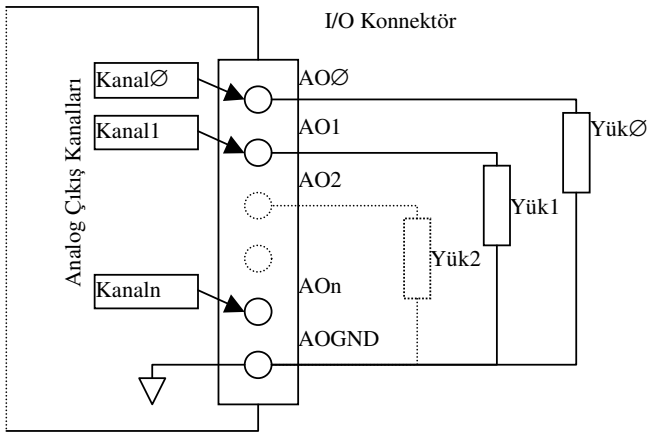
LabVIEW fiziksel sinyal kaynaklarını simüle edebilmek için kullanılacak sinyal üretimi işlevini yerine getirebilir. Böylelikle DC sinyaller ve Buffered olarak adlandırılan zamana bağlı değişim gösteren sinyaller elde edilebilir.

Single Point Analog Output: Sabit bir DC voltaj eldesi için "Single Point Analog Output" VI'lar kullanılabilir. Bu VI'lar herhangi bir anda çıkış geriliminin değeri değiştirebilir. Bu metoda "yazılım zamanlaması" denir. Eğer çıkışta çok ani bir değişim istenmiyorsa yazılım zamanlaması kullanılabilir.

Buffered Analog Output: Çıkış sinyalinin değer değişim oranı yada dalga biçiminin önemli olduğu uygulamalarda bu yöntemle sinyal üretilebilir. Bir DAQ aygıtının fonksiyon jeneratörü görevini üstlenmesi, örneğin "Sinüs jeneratörü" olarak kullanılması için yada zamanın herhangi bir anında tanımlanmış oranda sürekli değişen bir dalga üretmesi "Circular-Buffered Analog Output" kullanılarak sağlanabilir.

3.5.4. Analog çıkış sinyali bağlantısı

AO∅ sıfırıncı analog çıkış kanalının sinyal çıkışı, AO1 birinci analog çıkış kanalının sinyal çıkışı ve AOGND harici kaynaklar ve her kanal çıkışı için toprak ucu olmak üzere, genel sinyal çıkış pin bağlantısı Şekil 3.37'de verilmiştir.



Şekil 3.37 Analog Çıkış Bağlantısı

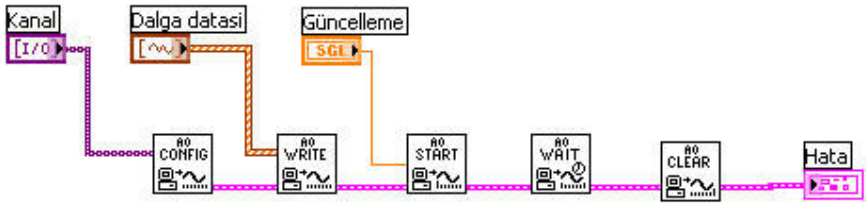
3.5.5. Single point output için geleneksel ni-daq kullanılması

Geleneksel NI-DAQ kullanılarak single point ve multiple immediate güncellemesi yapılabilir.

Immediate Güncellemesi: Single Point için programlamanın basit yolu AO update channel VI'ların kullanılmasıdır. Bu VI'lar çıkış DAQ aygıtının bir ya da daha fazla çıkış kanalına değerler yazabilir. AO update VI'a bir dizi bağlanırsa, dizinin ilk elemanı kanalın ilk girişine, dizinin ikinci elemanı kanalın ikinci girişine veri sağlar. Eğer DAQ isimlendirilmiş kanallar kullanılırsa, değerler DAQ kanal sihirbazında tanımlanan fiziksel birimlerle bağlantılıdır. Diğer durumda değerler volt değerlerini gösterir.

Multiple Immediate güncellemesi: Write N updates VI, While – Loop döngüsü içerisine alınmış AO Write One update VI'a benzemektedir. Write N updates bir hata oluşana kadar veya stop boolean değeri true olana kadar devam eder. AO update channel VI döngüye alınarak ta kullanılabilir fakat bu durumda

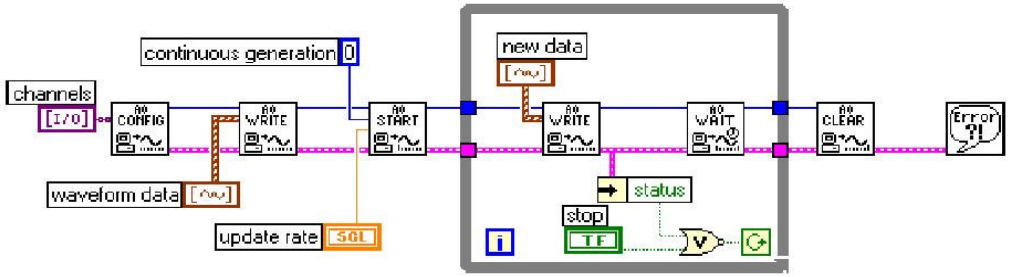
her iterasyonda aygıt tekrar tekrar konfigüre edilir. AO Write One Update VI ise aygıtı yalnız sıfırıncı iterasyonda bir kez konfigüre edilir (Şekil 3.38).



Şekil 3.38 Intermediate VI'lar kullanılarak yapılan dalga üretimi

3.5.6. Circular buffer analog output için geleneksel ni-daq kullanılması

Eğer dalga biçimi hafızada çok yer kaplıyorsa veya değişim periyodik olarak gerçekleşiyorsa analog çıkış için "Circular Buffer Analog Output" kullanılır. Easy Analog Output VI'ları bir döngü içerisinde kullanılarak Circular Buffered sinyal elde edilebilir. Fakat bu durumda Easy Analog Output VI, buffera datayı bir yerleştirip bir kaldıracağı için çıkış dataları arasında boşluklar oluşur. AO Continuous Generator VI'ları circular buffered sinyali elde etmek için daha uygundur. Çünkü AO Continuous Generator VI'ları aygıtı sıfırıncı iterasyonda bir kez konfigüre eder. Aynı zamanda AO Continuous Generator VI'ları ile veri büyüklüğü ve her kanal için limit ayarlamaları da yapılabilir. Şekil 3.39'de geleneksel NI-DAQ Intermediate VI'ları kullanılarak Circular Buffered WaveForm üretilmiştir.

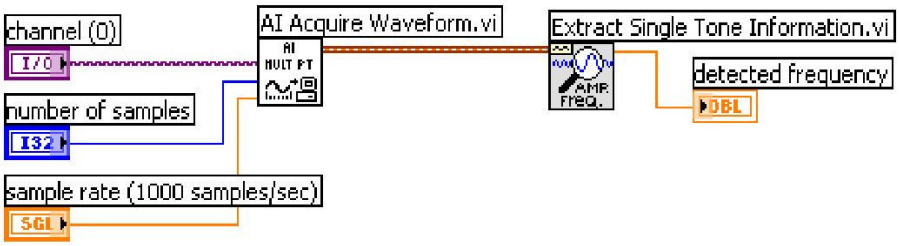


Şekil 3.39 Geleneksel NI-DAQ Intermediate VI'ları kullanılarak circular buffered dalga formu üretimi

3.5.7. Analog frekans ölçümü

Geleneksel NI-DAQ ve NI-DAQmx kullanılarak analog frekans ölçümü yapılabilir. Doğru bir ölçüm yapabilmek için nyquist teoremine göre; en yüksek frekans bileşeni, örnekleme hızının en çok yarısı olmalıdır. Yani ölçülecek sinyal 100Hz ise örnekleme hızı 200 örnek/s olmalıdır. Pratikte örnekleme hızı sinyalin 5–10 katı seçilir. Bununla birlikte örnekleme hızı elde edilen örnek sayısını da belirler. Örneğin 15 örnek veya nokta için 100 Hz frekansındaki sinyal 500 örnek/s hızında örneklenmelidir. Eğer sinyal frekansının 5 katı hızında örnekleme yapılırsa her periyottan 5 adet örnek alınmış olur. Eğer üç periyodun datası isteniyorsa 5örnekx3periyot=15 örnek gereklidir.

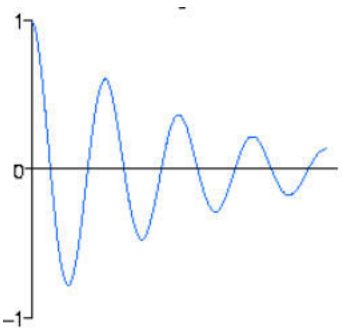
Şekil 3.40'da geleneksel NI-DAQ.VI 'lar kullanılarak yapılmış analog frekans ölçümüne ait blok diyagramdır. Blok diyagramda AI Acquire WaveForm VI giriş kanalından gelen örnekleri okur. Nyquist frekansı, eğer örnekleme hızı 1000 örnek/s ise 500Hz den fazla olamaz. Extract Single Tone Information VI ölçülen frekansı verir.



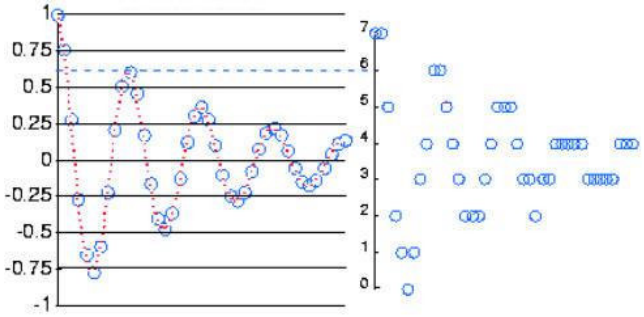
Şekil 3.40 Geleneksel NI-DAQ VI'lar kullanılarak yapılan analog frekans ölçümü

3.5.8. Dijital darbe genişliği, periyodu ve frekansının ölçümü

Analog sinyallerin dijitize edilmesi sırasında kullanılan örnekleme ve seçilen bir tam sayıya yuvarlama işlemine Kuantalama (Quantization) adı verilir. Kayıplı sıkıştırma metodlarından en fazla kullanılanı olan kuantalama örneklenen sinyalin kaç seviyeli bir yuvarlamaya tabi tutulacağının belirlenmesi ve örnekle-tut mekanizmasının kurulması ile gerçeklenir. Örneğin; 1 ile –1 arası değerlere sahip bir sinyalin üç bitlik kuantalanması sonucu alınan her örneğin eşit aralıklı seçilmiş genlik değerlerinden en yakınına yuvarlanması ile aşağıdaki gibi bulunur (Şekil 3.41, Şekil 3.42).



Şekil 3.41 Analog sinyal

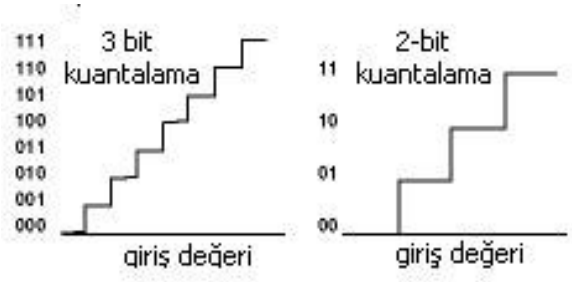


Şekil 3.42 Örneklenmiş - Genlik kuantalaması uygulanmış sinyal

Kuantalama sonucu elde edilen sinyal örnekleri her seviye için bir binary kod sözcüğü karşılık getirilerek kodlanarak dijitize edilir (Tablo 3.4).

Seviye	B. Kod	Seviye	B. Kod	Seviye	B. Kod	Seviye	B. Kod
0	000	1	001	2	010	3	011
4	100	5	101	6	110	7	111

Tablo 3.4 Kuantalama seviyeleri ve Binary kod sözcükleri



Şekil 3.43 Farklı kuantalama seviyeleri ile kuantalanmış sinyal

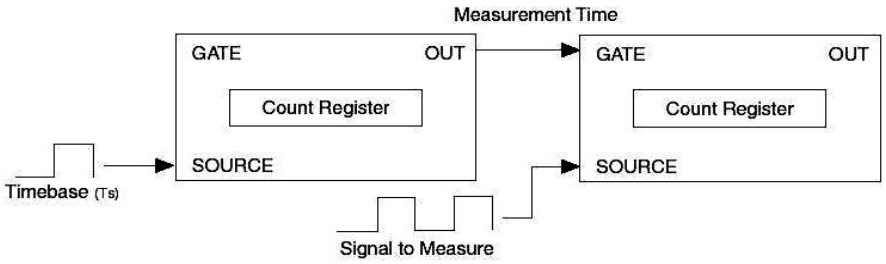
Yukarıda (Şekil 3.43) görüldüğü üzere kuantalama seviye sayısı dijitize edilen sinyaldeki kayıp için belirleyici bir özelliktir. Bu kayıp kuantalama hatası olarak adlandırılır.

Periyot ve frekans bir veya iki sayıcı kullanılarak ölçülebilir. Uygulamada tek sayıcı yeterli olmaktadır ve daha az sistem kaynağı kullanılmış olur. Eğer yüksek frekanslı dijital bir sinyal ölçülecekse iki sayıcılı ölçme metodu tercih edilebilir. Kullanılan ikinci sayıcı ölçme zamanı adı verilen bilinen bir periyotta çalıştırılır (Şekil 3.44).

Kuantalama hatasını azaltmak için ölçme zamanı giriş sinyalinin periyodundan daha büyük ve değişimleri yakalayacak kadar da küçük olmalıdır.

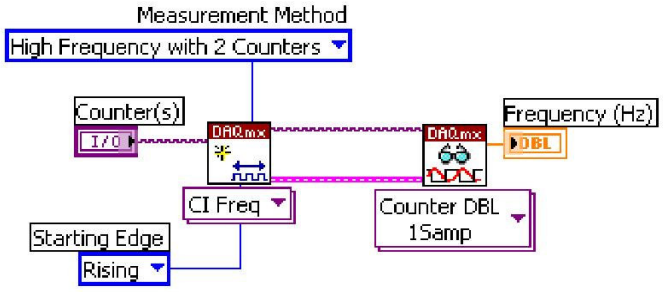
Ölçme zamanı boyunca ölçme sayıcısı giriş sinyalinin periyotlarını sayar. Sayılan periyotların ortalaması ölçüm sonucudur. NI-DAQmx Read.VI ortalama değeri döndürür. Ortalama değer aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$Periyot(s) = \frac{ÖlçmeZamanı}{PeriyotSayısı} \qquad Frekans(Hz) = \frac{PeriyotSayısı}{ÖlçmeZamanı}$$



Şekil 3.44 İki sayaçlı yüksek frekans ölçümü

Şekil 3.45'de NI-DAQmx VI'lar ile yapılan ölçme blok diyagramı görülmektedir. NI-DAQmx Read VI ortalama değeri Hz olarak verir. Starting Edge ile sinyalin yükselme noktası seçilerek ölçmeye yükselen kenarda başlanmıştır.



Şekil 3.45 NI-DAQmx VI'lar ile ölçüm

4. PROGRAMLAMA

4.1. Deneysel Düzenek ve Ekipmanlar

Program geliştirme sürecinde;

a. Hasta Tarafı

1. Deneysel verilerinin sağlanabilmesi için bir adet sinyal jeneratörü
2. Sinyal jeneratörü dalga formlarının izlenmesi ve testi için osiloskop
3. Bilgisayar ortamına verilerin alınması için bir adet DAQ kartı
4. Veri değerlendirme, monitorizasyon ve saklama işlemleri için bir adet bilgisayar
5. Veri gönderim işi için bir adet modem
6. Tüm cihazlar için güç ve bağlantı kabloları

b. İletim Ortamı

1. Santral

c. Uzman Tarafı

1. Gelen sinyalleri alabilmek için bir adet modem
2. Modemden alınan verilerin değerlendirilmesi ve simülasyonu için bir adet bilgisayar kullanılmıştır.

4.1.1. Hasta tarafı cihazları

Deneysel çalışmalarda hasta tarafında bilgi alımı, kaydedilmesi, alınan verilerin simülasyonu için kullanılan deneysel düzeneğin görüntüsü Şekil 4.1'de verilmiştir.



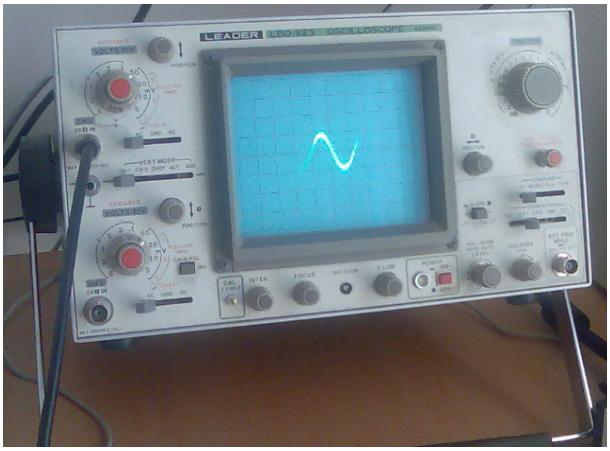
Şekil 4.1 Hasta tarafı deneysel düzeneği

4.1.1.1. Sinyal jeneratörü

Deneysel çalışmalar ve program geliştirme sürecinde farklı frekans ve dalga formlarında elektriki analog sinyal üretimi için "Labvolt 777 Fonksiyon Jeneratörü" kullanılmıştır. Cihaz ile; Sinüzoidal, Kare, Üçgen ve Testere Dişi formlarında tepeden tepeye 20V (± 10V) genlik ve 0.01Hz - 1MHz frekanslarda dalga elde edilebilmektedir. Cihaz üzerindeki LowLevel Output kullanılarak çıkış sinyallerinde 30dB'lik bir düşüm gerçekleştirilebilmektedir.

4.1.1.2. Osiloskop

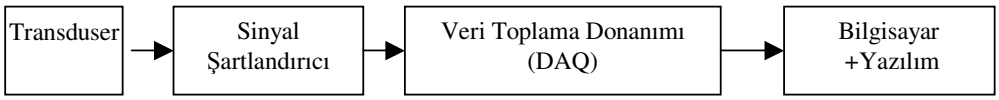
Sinyal jeneratöründe üretilen dalga formlarının izlenmesi, yazılan VI da gerçeklenen simülasyonun gerçek değerlerle karşılaştırılması ve kontrolü işlemleri için test amaçlı bir osiloskop düzeneğe dahil edilmiştir (Şekil 4.2). Kullanılan cihaz "Leader LBO-523" model çift kanallı bir osiloskop olup jeneratör çıkışı A kanalına giriş olarak verilmiştir.



Şekil 4.2 Osiloskop

4.1.1.3. Daq kart

Bilgisayar tabanlı veri toplama sistemlerinden uygun sonuçları elde etmek için; Transdüserler, Sinyal şartlandırıcı, Veri toplama donanımı, Bilgisayar ve Yazılım bileşenlerinin tamamı kullanılmaktadır. Böylesi bir veri toplama sistemi blok diyagramı Şekil 4.3'de verilmiştir.

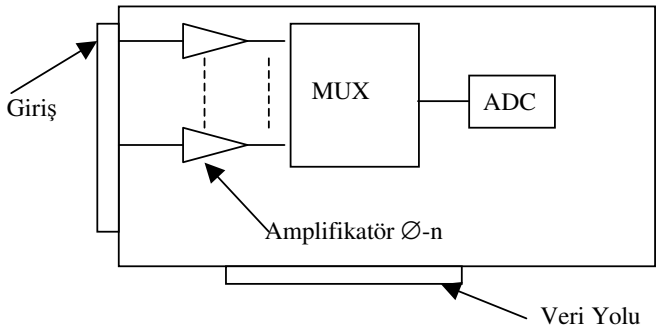


Şekil 4.3 Bilgisayar tabanlı veri toplama sistemi blok diyagramı

Veri toplama (DAQ - Data Acquisition) kartı genellikle analog yapıda olan veri sinyallerini bilgisayar ortamına aktarmak için kullanılan arabirimdir. Sensör yada transdüserler tarafından algılanan sinyallerin çoğu; bu birime direk olarak uygulanması mümkün olmayan, ya çok küçük genlikli yada yüksek genlikli ve gürültülüdürler. Bu sebeple, sözü edilen sinyallerin amplifikasyon, filtreleme vb. işlemlerden geçirilmesi gerekir. Sinyal şartlandırma (Signal Conditioning) adı verilen bu ön prosesden sonra veri sinyalleri DAQ karta uygulanabilir hale getirilmiş olur.

DAQ kart içyapısı her kanal için bir amplifikatör içeren bir yükseltme katı, her kanal amplifikatör çıkışını giriş kabul eden çoğullayıcı (MUX) ve analog – sayısal dönüştürücü (ADC) içerir. Bu yapı sayesinde girişe uygulanan işlenmiş

sinyal amplifiye edilmekte, MUX çıkışıda sayısallaştırılarak kullanılan kartın dizaynına bağlı olarak bilgisayarın ilgili veri yoluna verilmektedir (Şekil 4.4).



Şekil 4.4 DAQ kartı yapısı

Çalışmalarda NI firması üretimi olan 6036E model bir veri toplama kartı kullanılmıştır. Giriş konnektörü SCSI yapıda olan bu kart bilgisayarla haberleşmek için PCI veri yolunu kullanmaktadır. Dış dünyadaki verilerin karta aktarımı için BNC-2110 terminal bordu kullanılmakta olup bord ile kart arası bağlantı SH-68E kablo ile yapılmaktadır. NI multifunction DAQ lar için özel tasarlanmış kılıflı (shielded) yapıdaki bu kablo her iki ucu SCSI bağlantıyı sağlayacak şekilde üretilmiştir. Bahsedilen DAQ kartı görüntüsü Şekil 4.5'de, terminal bord-kablo bağlantısı ise Şekil 4.6'da verilmiştir.

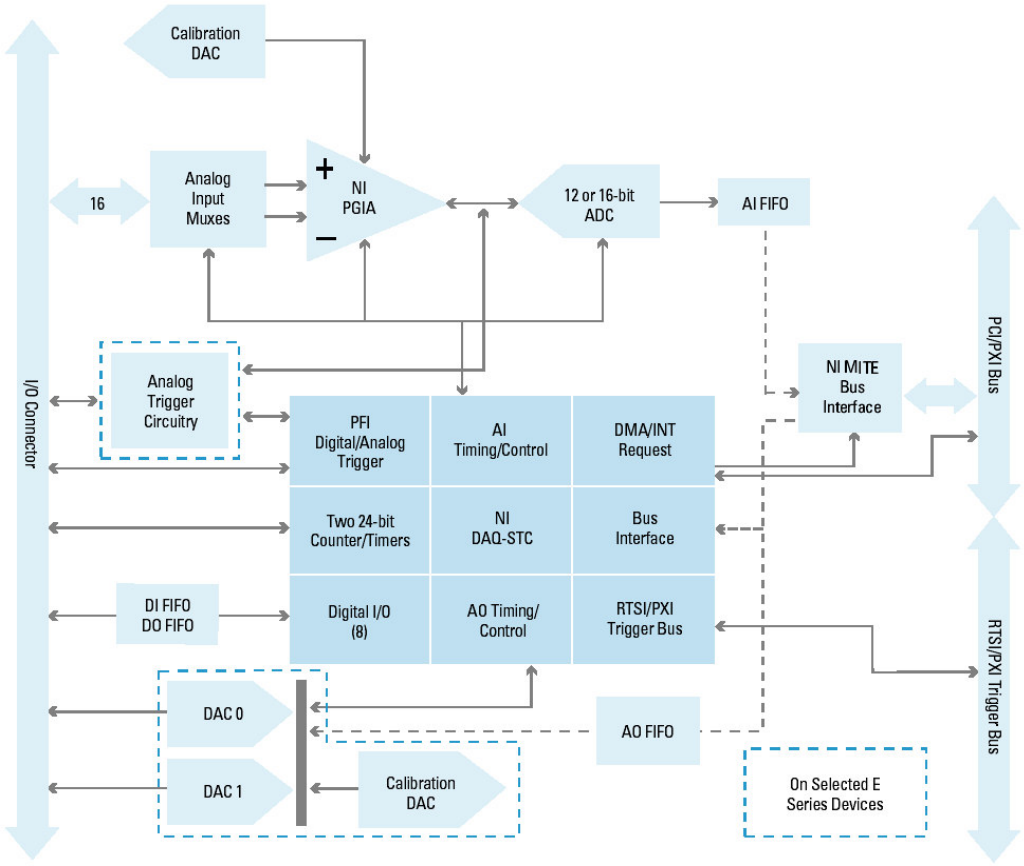


Şekil 4.5 NI 6036E Multifunction DAQ kart



Şekil 4.6 BNC-2110 terminal bordu ve SH-68E kablo

Kullanılan DAQ kart'a ait fonksiyonel blok diyagram Şekil 4.7'de görülmektedir



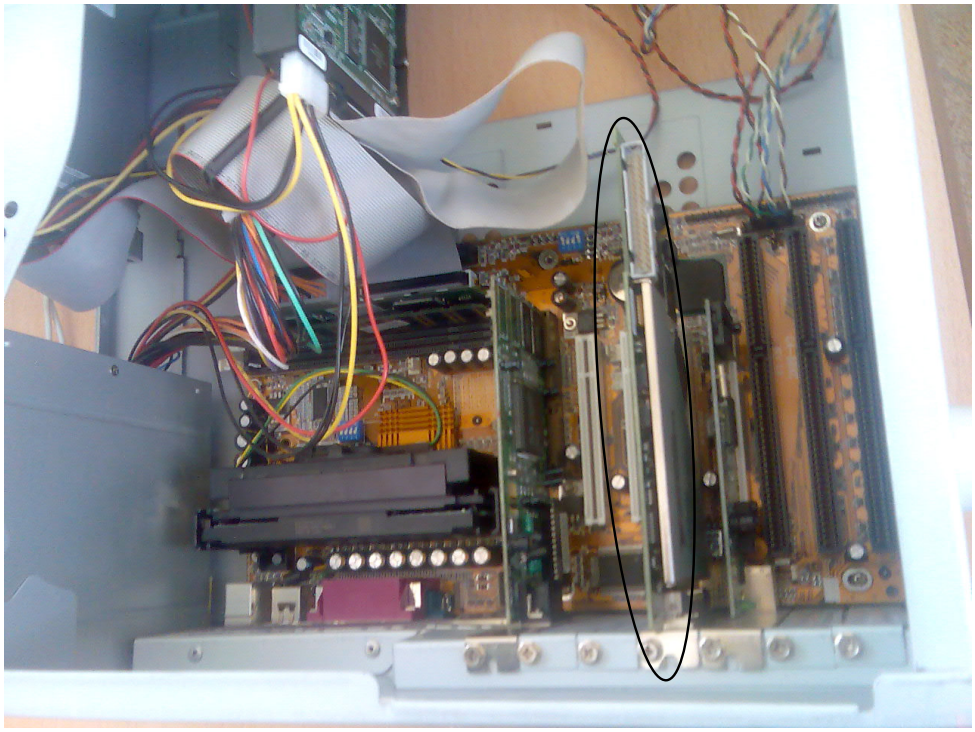
Şekil 4.7 NI-6036E Multifunction DAQ kart blok diyagramı

4.1.1.4. Pc

Çalışmalar sırasında hasta tarafı için masaüstü PC kullanılmış olup DAQ kart PCI slot üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 4.8). Kullanılan PC'nin temel özellikleri Tablo 4.1' de verilmiştir.

CPU	Intel Pentium III 550MHz
RAM	256MB
HDD	20GB
İşletim Sistemi	Windows XP Professional
Program geliştirme yazılımı	LabVIEW 7.0

Tablo 4.1 Hasta tarafında kullanılan bilgisayar konfigürasyonu



Şekil 4.8 Hasta tarafı PC ve DAQ kartı montajı

4.1.1.5. Modem

Bilgisayarlar arası veri transferini sağlamak amacıyla harici (External) Apache AE56SP-R model bir adet modem hasta tarafında kullanılmıştır (Şekil 4.9). Modem kullanılan PC ile COM2 portu üzerinden haberleşmektedir.



Şekil 4.9 External Modem

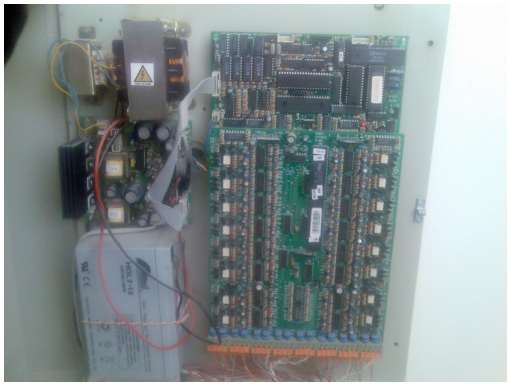
4.1.2. Haberleşme kanalı

4.1.2.1. Santral

Çalışmalarda haberleşme kanalı olarak iki telli telefon bağlantısı kullanılmış olup haberleşme giderlerinin minimize edilebilmesi amacıyla KAREL marka MS48 model 4 harici 12 dahili hat kapasiteli bir santral kullanılmıştır (Şekil 4.10, Şekil 4.11).



Şekil 4.10 Santral



Şekil 4.11 Santral iç yapısı

4.1.3. Uzman tarafı cihazları

4.1.3.1. Modem

Uzman tarafı bilgisayarda " Agere Systems AC'97 " model dahili modem kullanılmış olup sistem üzerinde COM3 portuna kurulmuştur.

4.1.3.2. Pc

Farklı donanım ve hızdaki bilgisyarlarda sistem performansını test edebilmek amacıyla uzman tarafında Serrano marka bir Laptop bilgisayar kullanılmıştır. Kullanılan bilgisayar Şekil 4.12'de özellikleri ise Tablo 4.2'de verilmiştir.



Şekil 4.12 Uzman tarafı bilgisayarı

CPU	Intel Pentium III 1.83GHz
RAM	512MB
HDD	80GB
İşletim Sistemi	Windows XP Professional
Program geliştirme yazılımı	LabVIEW 7.0

Tablo 4.2 Uzman tarafında kullanılan bilgisayar konfigürasyonu

4.2. Yazılım

4.2.1. Temel bileşenler

4.2.1.1. Daq kartından işaretlerin bilgisayara alınması

Bütün ölçü sistemlerinin temel görevi gerçek dünyadaki fiziksel büyüklükleri ölçmek ve/veya üretmektir. Ölçme aygıtları ölçmek istenilen verileri elde ederken, analiz ederken veya görüntülerken yardımcı olmaktadır. Veri elde ederken, voltaj, akım, basınç, sıcaklık gibi ölçülen fiziksel büyüklükler dijital formata çevrilerek bilgisayara aktarılır. DAQ aygıtları, GPIB aygıtları, PXI (PCI eXtention for Instrumentation) aygıtları ve RS-232 aygıtları veri elde etmede en çok kullanılan metotlardır.

Veri analizinde, ham veriden anlamlı veri elde edilirken curve fitting, istatiksel analiz, frekans cevabı ve diğer sayısal işlemler yapılmaktadır. Verilerin sunulmasında ise grafikler tablolar, termometreler veya diğer görsel araçlar kullanılabilmektedir.

DAQ aygıtları verileri birçok kanal ile elde etmek veya üretmek için kullanılan aygıtlardır. Genel amaçlı DAQ aygıtları ile sinüs dalgaları gibi analog ve dijital palsler gibi dijital sinyaller de üretilebilir. Bu aygıtlarla bilgisayarın dâhili slotları aracılığı ile bağlantı kurulabilir. Genel amaçlı DAQ ölçme sistemlerinin diğer ölçme sistemlerinden en önemli farkı bilgisayara kurulan yazılım ile çalışmasıdır. DAQ aygıtı gelen sinyalleri bilgisayarın kullanabileceği dijital sinyallere çevirir. Çok miktarda veri okunmak istendiğinde veri işlerken ve sonuçları görüntülerken yazılım önemli rol oynar. Bu esneklik bir donanım aygıtı ile birçok farklı tipteki sinyalin ölçülmesine olanak sağlar. LabVIEW programı veri elde etme ve analiz için kullanıcıya yardımcı olacak birçok hazır fonksiyon sunmaktadır.

4.2.1.2. Ni-daq

NI-DAQ 7.0 iki adet NI-DAQ sürücüsü içerir. Geleneksel NI-DAQ ve NI-DAQmx. Her iki sürücününde kendine ait uygulama program arayüzü (Application Programming Interface - API), donanım konfigürasyonu ve yazılım konfigürasyonu vardır.

Geleneksel NI-DAQ, NI_DAQ 6.9x in bir güncellemesidir. Geleneksel NI_DAQ aynı VI ve fonksiyonlara sahiptir. NI_DAQ 6.9x in çalışma şekli ile aynı yapıdadır. Geleneksel NI-DAQ, NI-DAQmx ile aynı bilgisayarda çalışabilmektedir; ancak NI_DAQ 6.9x çalışamamaktadır.

NI-DAQmx, yeni VI'lar, fonksiyonlar ve geliştirme araçları ile ölçme aygıtlarını kontrol eden NI-DAQ sürücülerinin son sürümüdür. NI-DAQmx 'in önceki sürümlerden avantajı DAQ kanallarının konfigürasyonu, sinyal ölçme ve üretme için asistan içermesidir.

Geleneksel NI-DAQ ve NI-DAQmx farklı aygıtları desteklemektedir. Desteklenen aygıtların listesi ni.com/daq adresinden öğrenilebilir.

DAQ aygıtının konfigürasyonu:

NI-VISA, NI-DMM, NI-SCOPE gibi DAQ sürücüleri, National Instruments DAQ aygıtları için LABVIEW'de yüksek seviyeli bir arayüz sağlamaktadır.

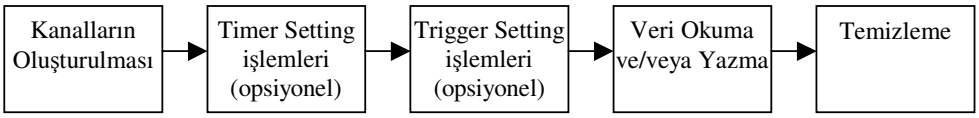
MAX (Measurement and Automation Explorer), National Instruments sürücüleri ile yüklenen windows tabanlı bir uygulamadır. MAX ile NI yazılım ve donanım konfigürasyonu yapılabilir, sistem bileşenleri hakkında bilgi verir (diagnostic) ve yapılandırmayı değiştirebilir, yeni kanal ve arayüzler eklenebilir, bağlanılmış aygıt ve enstrümanlar görüntülenebilir. Geleneksel NI-DAQ ile programlama yapılırken MAX kullanılmak zorundadır. MAX masaüstündeki "Measurement and Automation" ikonuna tıklanarak çalıştırılabilir.

DAQ asistanı LabVIEW 7.0 ve sonraki sürümlerinde NI-DAQmx 'in tetikleme, zamanlama gibi ölçme görevleri, kanalları ve skalaları için

konfigürasyonu sağlayan grafiksel bir arayüzdür. DAQ asistanı, NI-DAQmx 'in kanallarının çalışabilmesi ve başka DAQ sistemleri ile haberleşebilmesi için kod üretir. LabVIEW veya MAX kullanılarak DAQ asistanı çalıştırılabilir.

Bir DAQ aygıtının oluşturulması:

DAQ uygulamaları geliştirmek için NI Measurements paletindeki VI'lar kullanılır. Şekil 4.13'de DAQ uygulaması için kullanılacak akış diyagramı adımları görülmektedir.



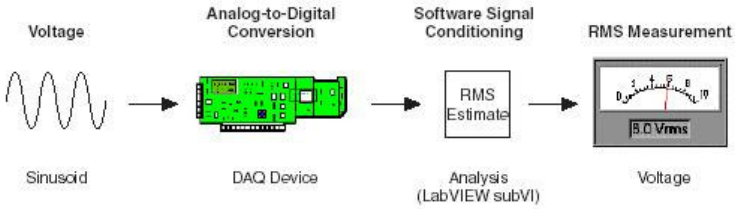
Şekil 4.13 DAQ uygulaması akış diyagramı

Zamanlayıcı (timer) ve tetikleyici (trigger), isteğe bağlı olarak ayarlanabilir. Zamanlama için, yazılım saati yerine donanım saati kullanılmak isteniyorsa, NI-DAQmx için DAQ asistanı yardımı ile ayarlama yapılabilir. Birçok NI-DAQmx uygulaması başla, dur ve görevi temizle adımlarına sahiptir. Örneğin sayıcı kenarlarını saymak için kullanılan sayıcı/zamanlayıcı veya periyod ölçümü yapılan bir uygulamada sayıcıyı hazırlamak için Başla VI'ı kullanılır. NI-DAQmx 'de LabVIEW, bitirme görevinin başlaması ile diğer görevleri temizler. (Programı hafızadan siler).

Geleneksel NI-DAQ ve NI-DAQmx zamanlama, tetikleme, okuma ve yazma için örnek VI'lara sahiptir. Yardım için ilgili veri elde etme VI'ları incelenebilir.

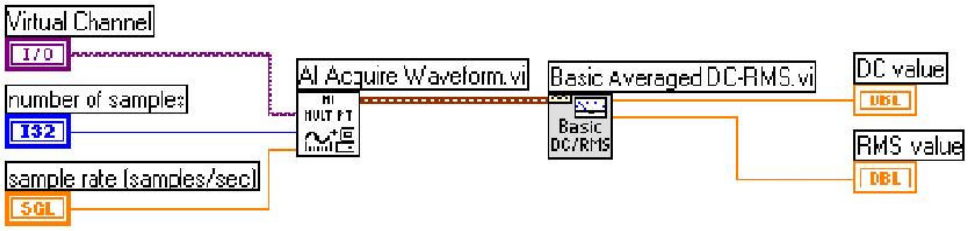
4.2.1.3. Ac voltaj ölçümü

Şekil 4.14'da alternatif akımın RMS (root mean square) değerinin ölçülmesi ile ilgili şema görülmektedir. Şemada DAQ aygıtına uygulanan sinüs sinyalin LabVIEW programı aracılığı ile RMS değeri hesaplanarak göstergeye aktarılmıştır.



Şekil 4.14 Vrms ölçümü için DAQ sistemi

Şekil 4.15'de "AI Acquire WaveForm.VI" ile bir dalga biçimi elde edilmekte, "Basic Averaged DC-RMS.VI" ile dalga formunun RMS ve DC bileşenleri ölçülmektedir. Örnek sayısı ve örnekleme hızı dalga biçimini tanımlar.



Şekil 4.15 Vrms ölçümü program yapısı

4.2.2. Hasta tarafı ekranı (Sendfiledata.VI)

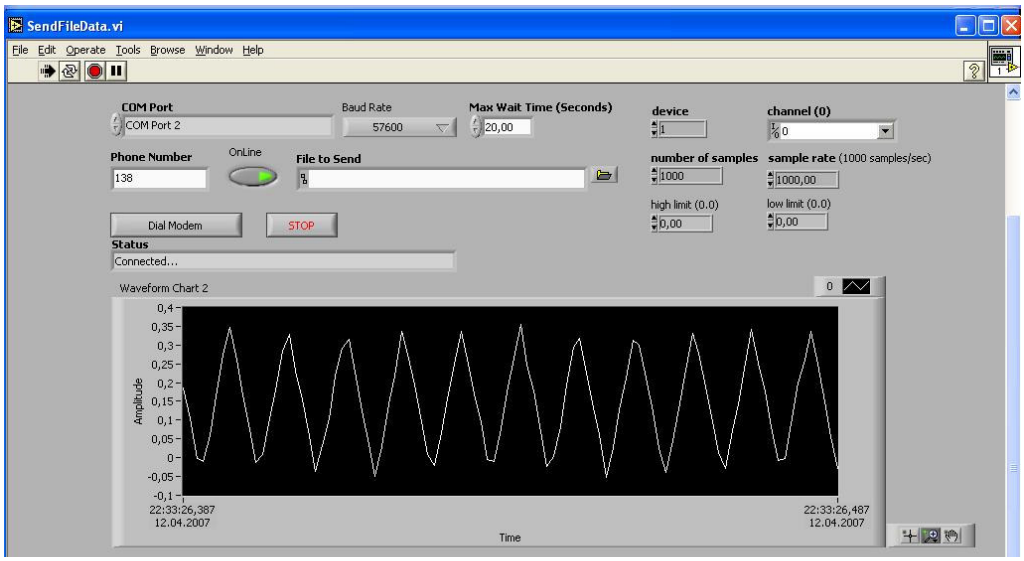
Bu VI, hastadan gelecek sinyallerin alınması, kaydedilmesi, eşzamanlı olarak simülasyonu ve gerektiğinde karşı bilgisayara online yada saklanmış veri dosyasının gönderilmesi şeklinde haberleşmeyi sağlamak amacıyla tasarlanmıştır (Şekil 4.16).

Giriş terminalleri, iki farklı grup oluşturacak şekilde tasarlanmış olan bu ekran da ilk grup; ekranın soluna yerleştirilmiş olan modem ile ilgili ayarların yapıldığı bileşenler tarafından oluşturulmuştur. Bu grubu oluşturan kontroller ve görevleri şöyle sıralanabilir:

a. COM Port: PC üzerinde bulunan seri haberleşme portlarından hangisinin modem tarafından kullanıldığının belirlenmesi amacıyla kullanılmıştır.

b. Baud Rate: Kullanılan modemin kullanacağı maksimum hızın belirlenmesi için kullanılır.

c. Max Wait Time: Modemin karşı taraftan ACK onay sinyalini alabilmesi için beklemesi gereken azami süre belirlenmesi için kullanılır.



Şekil 4.16 Hasta tarafı ekranı (Send File Data.VI)

d. Phone Number: Karşı modemin telefon numarası buraya klavye aracılığıyla girilir.

e. On Line: Alınan dataların gönderiliş şeklinin (OnLine yada store and forward) belirlenmesi amacıyla kullanılır.

f. File to send: OnLine modu seçilmediğinde daha önceden dosyaya kayıt edilen verilerin iletilmesi için dosya yeri ve adının belirlenmesi için kullanılır.

g. Status: Modemin durumu hakkında bilgi verebilmek için kullanılmıştır.

h. Dial: Karşı merkezi aramak için kullanılan başlama tuşu.

i. Stop: Veri aktarımını ve programı sonlandırmak için kullanılan tuş.

İkinci grup ekranın sağ tarafında yer alan ve DAQ konfigürasyonu için kullanılan kontrollerden meydana gelmiştir;

a. Device: PC üzerinde bulunan DAQ cihazlarından hangisinin aktif olarak kullanılacağını belirtir.

b. Channel: Okuma yapılacak kanal seçimi için kullanılır

c. Number of Samples: Örnek sayısının tespiti için kullanılır

d. Sample Rate:Örnekleme hızı belirleyicisi olarak kullanılır.

e. High Limit-LowLimit: Verinin alabileceği minimum ve maksimum değerlerin belirlenmesi için kullanılırlar.

Ekran üzerindeki Wave Form Chart göstergesi (Indicator) alınan verinin dalga formunun gösterilimi için kullanılmıştır.

Program çalışma şekli olarak iki farklı moddan birisinde olmak zorundadır. Bunlardan ilki OnLine veri aktarım modu diğeri de Sakla-Gönder (OffLine) dosya transferi. Mod seçimi için modem seçenekleri grubundaki online düğmesi aktive edilmeli yada kapatılmalıdır.

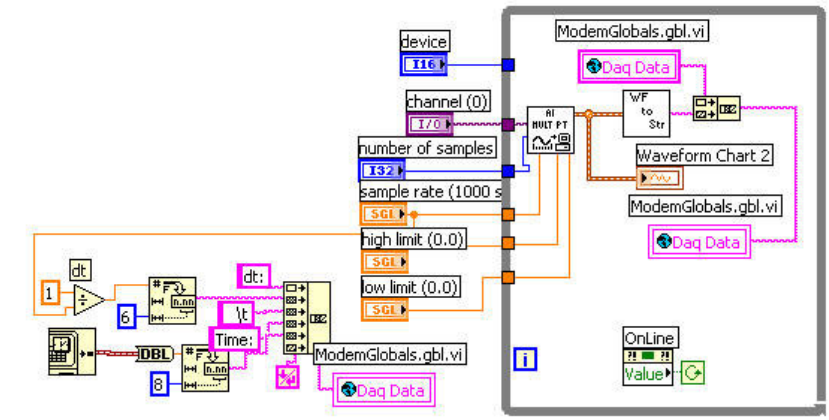
4.2.2.1 Online mod

Verilerin DAQ karttan okunduğu anda karşı bilgisayara gönderilmesi esasıyla çalışmaktadır.Gerekli ön hazırlıkların (Port, hız seçimi, aranacak telefon numarasının girilmesi ve DAQ konfigürasyonu) tamamlanmasından sonra "Dial" butonu kullanılarak karşı modemin araması başlatılır.

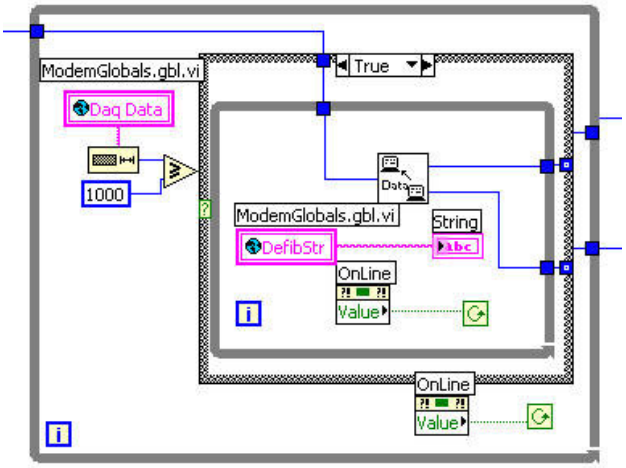
Her iki tarafın gönderim modu üzerinde anlaşabilmesini sağlamak amacıyla tasarlanan "SignalSend" SubVI'ı (altVI) online veri aktarımı için "$%" işaretini göndermek üzere çağrılır. Karşı modemden onay (ACK) alınması sonrasında veri aktarımı başlar.

4.2.2.2 Sinyal alımı ve simülasyonu

Ön panelde belirtilen DAQ konfigürasyonu esas alınarak karttan sinyal alımı AI Multi PT subVI kullanılarak yapılır. DAQ karttan elde edilen sinyal dalga formu simülasyon için WaveFormChart indikatörüne gönderilirken aynı zamanda iletime hazırlanabilmesi amacıyla WFtoSTR(WaveFormtoString) VI vasıtasıyla string formata çevrilmektedir. Bu string bilgi iletilmek üzere Global bir değişken olan "DAQ Data" üzerine eklenmekte daha sonrada SendData subVI vasıtasıyla iletim hattına çıkarılmaktadır. DAQ Data stringi karşı tarafta yine bir dalga formu oluşturulabilmesi amacıyla, veri ölçümü başlangıç zamanı, örnekleme zaman aralığı bilgileri ile başlatılmaktadır (Şekil 4.17).



Sinyal alım ve simülasyon işlemleri

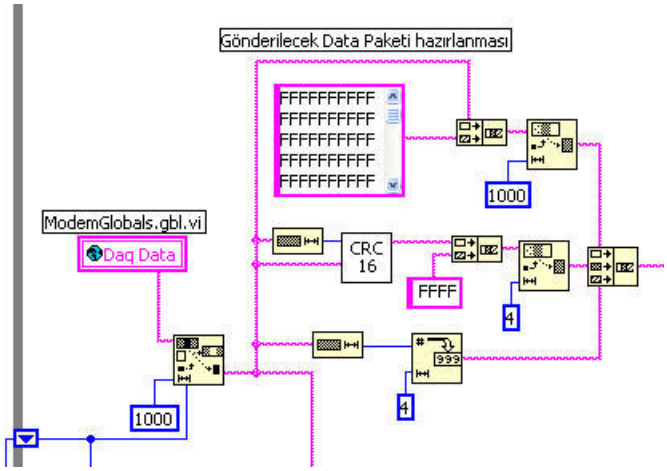


Gönderim işlemleri

Şekil 4.17 Sinyal alımı, simülasyonu ve gönderimi

4.2.2.3.Veri gönderimi

Uzman tarafına gönderim için hazırlanan DAQ verileri 1000 karakterlik paketler halinde iletişim hattına çıkarılmaktadır. Modem haberleşmesi için kullanılan yazılım el sıkışması (software handshaking) sonrasında, verinin karşı tarafa sağlam olarak iletilmesini garantileyebilmek için gönderilmeden önce CRC (Cyclic Redundancy Check) metodu kullanılarak güvenlik bilgileri (4 karakter) ve paket boyutu bilgisi (4 karakter) paket sonuna eklenmektedir. Böylece paket boyutu 1008 karaktere ulaşmaktadır (Şekil 4.18).



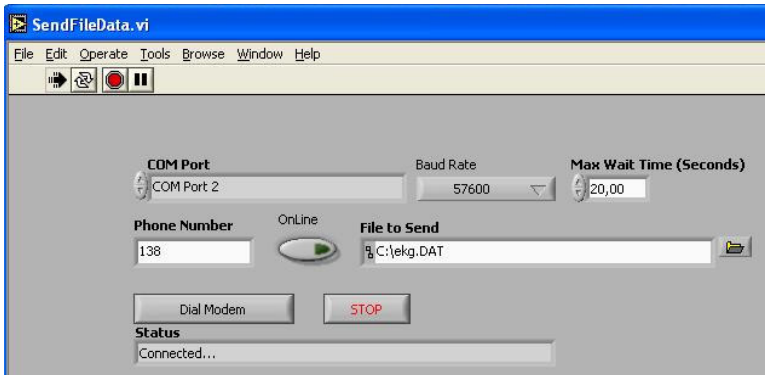
Şekil 4.18 Veri Paketi Hazırlanması

CRC, çevrimli artıklık sınaması olarak bilinen ARQ (Automatic Repeat Request- Otomatik tekrarlama isteği) tekniğinde kullanılan hata denetim mekanizmalarından birisidir. Genellikler seri iletişim için kullanılan bu teknik gönderilecek verinin belli bir tamsayının katları olması gerektiği prensibine dayanır.

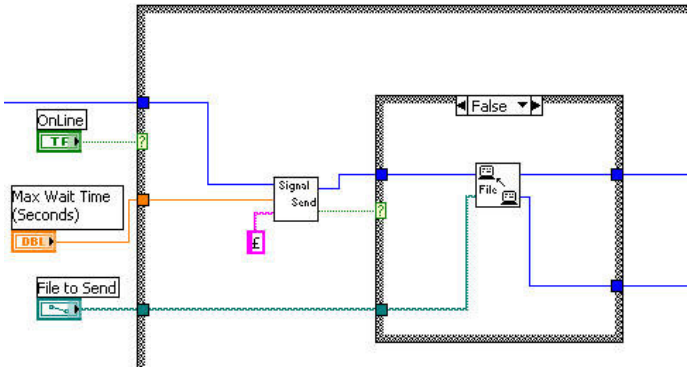
4.2.2.4 Dosya gönderim modu

iletişim öncesinde DAQ karttan alınan verilerin kaydedilmiş olduğu herhangi bir dosyanın karşı bilgisayara gönderilmesi esasıyla çalışmaktadır. Gerekli ön hazırlıkların (Port, hız seçimi, aranacak telefon numarasının girilmesi) tamamlanmasından sonra "Dial" butonu kullanılarak karşı modemin araması başlatılır (Şekil 4.19).

Her iki tarafın gönderim modu üzerinde anlaşabilmesini sağlamak amacıyla tasarlanan "SignalSend" SubVI'ı online veri aktarımı için "£" işaretini göndermek üzere çağrılır. Karşı modemden onay (ACK) alınması sonrasında veri aktarımı başlar (Şekil 4.20).



Şekil 4.19 Dosya gönderim modu – Ön Paneli

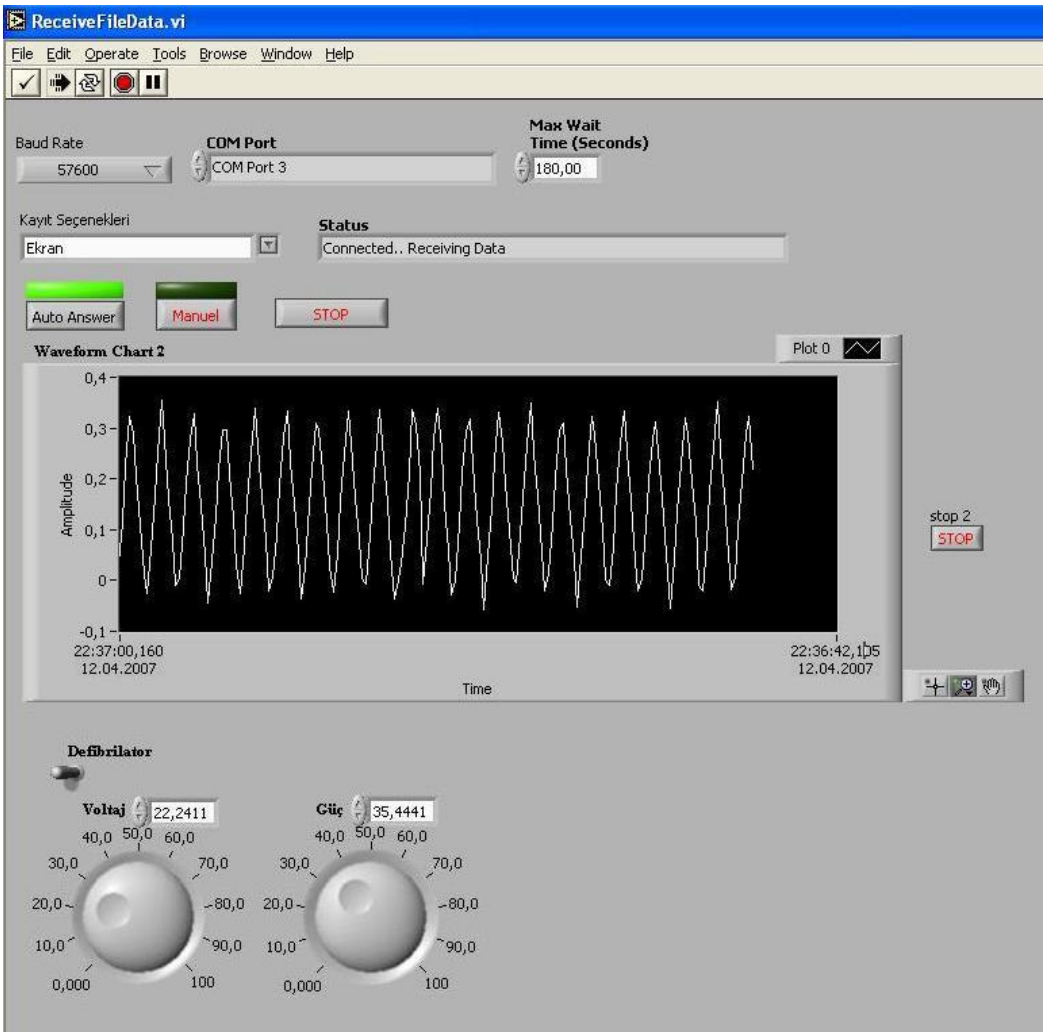


Şekil 4.20 Dosya gönderim modu- Blok diyagramı

Veri gönderiminde kullanılan hata denetim mekanizması "SendFile" subVI'ında da aynı şekilde kullanılmaktadır.

4.2.3. Uzman tarafı ekranı(Receivefiledata.VI)

Hasta tarafında çalışan program tarafından gönderilen dataların alınması, simüle edilmesi ve gerektiğinde dosyalanarak harddiske kaydedilmesi işlerini yerine getiren programdır (Şekil 4.21).



Şekil 4.21 Uzman tarafı ekranı (ReceiveFileData.VI)

Programın giriş terminalleri;

a. Baud Rate: Kullanılan modemin kullanacağı maksimum hızın belirlenmesi için kullanılır

b. COM Port: PC üzerinde bulunan seri haberleşme portlarından hangisinin modem tarafından kullanıldığının belirlenmesi amacıyla kullanılmıştır

c. Max Wait Time: Bağlantının gerçekleşmesi için geçecek maksimum bekleme süresinin belirlenmesi için kullanılır.

d. Kayıt seçenekleri: Gelen verilerin alınış şeklinin belirlenmesi için kullanılır.

e. Status: Haberleşme esnasında modem durumu hakkında bilgi verebilmek için kullanılmıştır

f. Auto Answer - Manuel: Modem ve program bekleme durumundayken gelebilecek bağlantı isteklerine cevap modu seçiminde kullanılır.

g. Stop: Bağlantının kesilerek programın durdurulması için kullanılır.

Ekran üzerindeki Wave Form Chart göstergesi (Indicator) alınan verinin dalga formunun gösterilimi için kullanılmıştır. Ayrıca gerekli olması durumunda kullanılmak üzere defibrilasyon için ayarları yapmak üzere eklenen kontroller şunlardır;

a. Voltaj: Kullanılacak Defibrilator voltaj değeri ayarlanması için kullanılır.

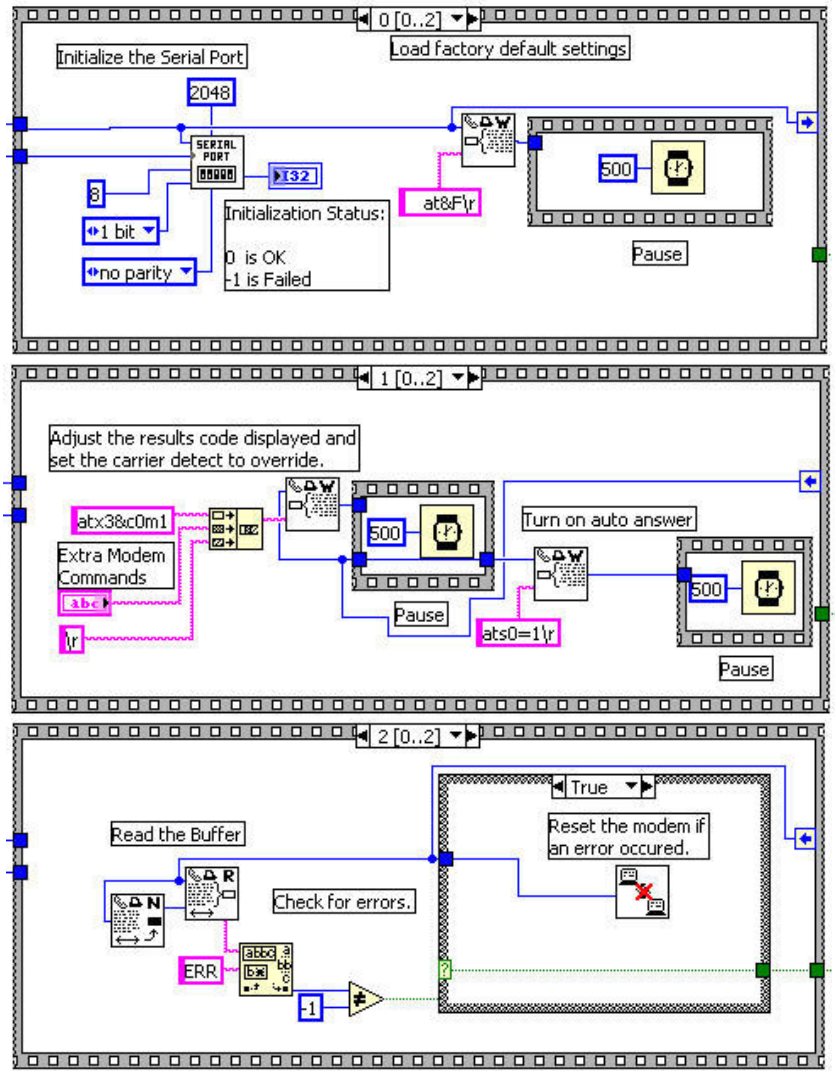
b. Güç : Defibrilatörün uygulayacağı güç değerinin ayarlanması için kullanılır.

c. Defibrilator: Anahtar görünümündeki bu bileşen yapılan ayarların karşı tarafa gönderilmesi için kullanılır.

4.2.3.1 Modem hazırlığı ve gönderilen verilerin alınması

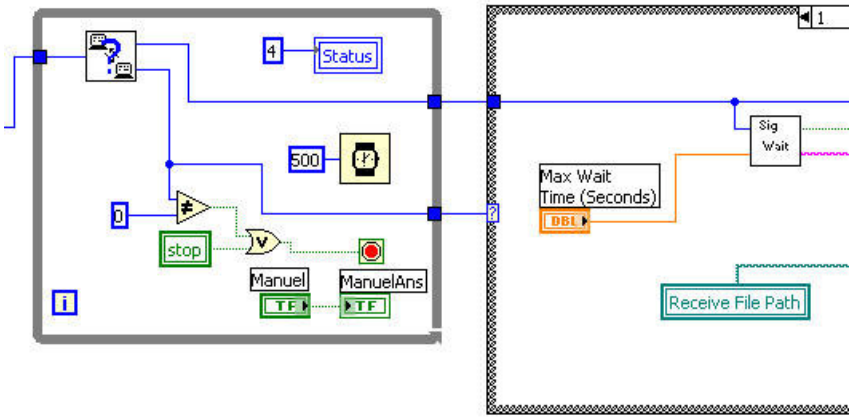
Program veri alımı için hazır halde beklemesi esnasında iki moddan birisi seçilebilir. Manuel ve autoanswer tuşlarından herhangi biri bu seçim için kullanılabilir. Otomatik cevaplama modunda gelen çağrı modem tarafından değerlendirilerek iletişim otomatik başlatılır. Bu modda çalışabilmesi için programın bağlı modemi set etmesi gerekmektedir.

Modem hazırlığı denebilecek bu işlemler “modemsetautoanswer.VI” içerisinde yapılmaktadır. Bu VI birbirini takip eden üç hazırlık işlemini gerçekleştirmek üzere tasarlanmıştır (Şekil 4.22).



Şekil 4.22 Otomatik çağrı cevaplama için modem hazırlığı

Hazırlıklar tamamlandıktan sonra gelebilecek bir çağrı için program beklemeye başlar ve telefon hattı her 500ms de bir kontrol edilir. "Modemcheckincomingcall.VI" tarafından ring algılanması durumunda, bir sonraki aşamaya geçilerek iletişim için online veri aktarımı yada dosya aktarımı modlarından hangisi kullanılacağına karar verilir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23 Hat dinleme ve iletişim modu seçimi

4.2.3.2. Online veri alımı

"Modemsignalwaiting.VI" gelen string bilginin ilk karakterlerini kontrol ederek iletişim moduna karar verir. Gelen sinyalin "$%" karakterleriyle başlaması durumunda iletimin online veri aktarımı olduğu global bir değişken vasıtasıyla programa bildirilir.

Gelen 1008 karakterlik veri paketleri önce CRC sınamasından geçirilerek doğrulukları test edilir. Sağlam gelmeyen paketler tekrar istenir. Verinin sağlam alınması durumunda 1000 karakterlik string bilgi dalga formu oluşturulmak üzere tekrar işlenir. Bu aşamalardan sonra paket simüle edilmek üzere WaveFormChart'a gönderilir.

4.2.3.3. Dosya alımı

"Modemsignalwaiting.VI" gelen string bilginin ilk karakterlerini kontrol ederek iletişim moduna karar verir. Gelen sinyalin "£" karakteriyle başlaması durumunda iletimin daha önceden kaydedilmiş bir dosyanın verilerinin aktarımı için olduğuna karar verilir ve global bir değişken vasıtasıyla durum programa bildirilir.

Gelen 1008 karakterlik veri paketleri önce CRC sınamasından geçirilerek doğrulukları test edilir. Sağlam gelmeyen paketler tekrar istenir. Verinin sağlam alınması durumunda 1000 karakterlik string bilgi dalga formu oluşturulmak üzere tekrar işlenir. Bu aşamalardan sonra paket simüle edilmek üzere

WaveFormChart'a gönderilirken aynı zamanda ReceiveFilePath kontrolünde belirtilen konuma kaydedilmek üzere gerekli işlemlere tabi tutulur.

Alınan dosyanın tamamlanmasından sonra iletişim durdurulur ve kullanıcı Status göstergesi aracılığıyla bilgilendirilir (Şekil 4.24).



Şekil 4.24 Dosya alımı

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Gerçekleştirilen çalışmada her yıl binlerce insanın erken müdahale edilemediği için SCA sonucu hayatını kaybetmesinin önüne geçilmeye çalışılmıştır. Çalışma esnasında ilk olarak iletilmesi düşünülen kalbin ürettiği elektriksel sinyaller hakkında bilgi edinilmiştir. Daha sonra bu sinyallerin elde edilmesi ve ölçülmesi için kullanılan klinik cihazlardan en önemlisi olan EKG ile ilgili bilgiler toplanmış, normal ve hasta kişilere ait EKG verilerinin incelenmesi yapılmıştır.

Kalp krizi geçiren hastalara müdahale için kullanılan yöntemler araştırılarak fibrilasyona girmiş kalbin tekrar düzenli çalışmasını sağlayan defibrilatörler ve çalışma prensipleri incelenmiştir.

Yazılımı gerçeklenecek program için kullanılacak programlama dili olarak dünyada çokça kullanılan ancak Türkiye'de fazla bilinmeyen ve her geçen gün kullanımı artan LabVIEW grafiksel programlama dili uygun görülmüştür. LabVIEW programlama dilinin tamamen grafiksel bir programlama aracı olması, özellikle enstrümantasyon ve ölçme problemlerine odaklanmış bir yazılım özelliği göstermesi seçilmesindeki en önemli faktör olmuştur.

Kalbin ürettiği elektriki sinyallerin bilgisayar ortamına alınabilmesi için kullanılacak DAQ kartının belirlenmesi aşamasında LABWIEV ile uyumluluğu göz önüne alınarak aynı firma (NI) tarafından üretilen 6036E model PCI DAQ kart seçilmiştir.

İnsan vücudundan kalp sinyallerinin alınarak DAQ karta iletilmesi için ihtiyacımız olan EKG preanfisi ileriki çalışmalarda kullanılabilecek bir donanım bileşeni olup deneysel çalışmalar için bir sinyal üreteci kullanılmıştır.

DAQ kart ile bilgisayara aktarılan verilerin online yada sakla-gönder metotlarından birisi kullanılarak uzman tarafındaki bilgisayara gönderilmesi, elde edilen sinyallerin simülasyonu ve son olarak ihtiyaç duyulması halinde

defibrilatöre uygulanacak gerilim ve güç değerlerinin set edilerek hasta tarafına yollanması işlerini gerçeklemek üzere program yazımı yapılmıştır.

Haberleşme için kullanılacak ortam olarak GSM yada PSTN altyapısına sahip hatlar kullanılabilir. Programın geliştirilmesi aşamasında uygulama kolaylığı ve maliyet göz önüne alınarak çift telli telefon hatları seçilmiştir.

Gönderilen EKG datalarının uzman tarafına sağlıklı bir şekilde iletilmiş olması uzman değerlendirmesinin dolayısıyla verilecek kararların doğruluğunu direk etkileyeceği açıktır. Bu yüzden iletilen veri paketlerinin karşı merkeze doğru ulaşıp ulaşmadığı CRC16 hata denetim mekanizması kullanılarak test edilmiş, hatalı ulaşan paketlerin tekrar iletilmesi sağlanmıştır.

Çalışmada kullanılan algoritma temel işlevleri yerine getirmek için yeterli olmasına karşın haberleşme ortamının (PSTN) kısıtları yüzünden veri paketlerinin zaman zaman tekrar gönderilmesi gerekmektedir. Bu işlem ise verilerin karşı tarafa iletimi esnasında gecikmelere sebep olmaktadır. Bahsedilen bu sakınca programın daha hızlı ve güvenilir iletişim hatlarına (GSM modem, WAP vb.) uyarlanmasıyla aşılabilir.

Günümüzde AEDs kullanımının yaygınlaştırılması için çalışmalara hız verilerek hastaya elektroşok uygulaması için geçen zamanı kısaltmaya yönelik uygulamalar yapılmaktadır. Her ne kadar bu cihazlar şok uygulaması sırasındaki zamanlama hatalarını en aza indirmek için gittikçe iyileştirilseler de uygulanacak şokun gücü ve voltaj seçimi için halen bir uzman görüşünün gerekli olduğu yadsınamaz. Bu yüzden çalışmamızda uzman tarafı uygulaması, gelen dataların görüntülenmesinin yanısıra hasta tarafında bulunacak defibrilatöre uygulanacak ayarların belirlenmesini ve bu ayarların karşıya iletilmesini sağlayacak şekilde dizayn edilmiştir.

Hasta tarafına ulaşan defibrilatör ayarlarının bilgisayar dışına aktarılarak defibrilatöre uygulanabilmesi için kullanılması gereken veri formatı belirlenmiş, bu verinin COM portlardan birisi veya DAQ kart analog çıkışları üzerinden iletilmesi uygun bulunmuştur.

Kullanılan deneysel düzenek içinde defibrilatör ve EKG preanfisinin bulunmaması nedeniyle gerçek verilerle programın testi aşaması gerçeklenememiştir. İleride yapılabilecek çalışmalar da bahsedilen bu cihazlar ve faklı iletişim ortamları kullanılarak program iyileştirilebilir.

Kullanılan programlama dili modüler yapıyı desteklediği içindir ki, uygulamaya yeni özellik ve işlev yeteneklerinin kazandırılması mümkündür. Örneğin; hastanın kalp vuru hızı, vücut sıcaklığı vb. vital fonksiyonları değerlendirilmek üzere programa aktarılabilir, EKG dataları periyot ve genlik incelemeleri yapılabilir. Böylelikle program bir "hasta başı mönitörü" cihazını simüle edebilecek hale getirilebilir.

Programın içine veri tabanı desteği konularak hasta EKG data dosyaları uzman tarafında istenilen kriterlere (Hasta kodu, tarih, saat vb.) göre arşivlenebilir ve istendiği zaman bu bilgilere rahatlıkla erişim sağlanabilir. Böylece hasta bilgileri düzenlenmiş olur ve istendiği zaman istenen hastanın daha önceki verilerine erişilebilir. Bu da hastalığın değerlendirmesinde önemli olan anamnez (hastalık geçmişi) alımı için harcanan vakti kısaltacaktır.

Sonuç olarak üzerinde çalışılan uygulama kalp krizi geçiren hastanın EKG verilerinin uzak bir mekandaki uzman tarafından değerlendirilmesini sağlamakta ve hastanın hayata döndürülmesi için çok önemli olan müdahale zamanının kısaltılmasına katkıda bulunmaktadır. Bu özellik AHA tarafından esasları belirlenen CPR uygulamalarını desteklemesi açısından önemlidir.

KAYNAKLAR

AHA (AMERICAN HEART ASSOCIATION), “Part 5: Electrical Therapies: Automated External Defibrillators, Defibrillation, Cardioversion, and Pacing”, Circulation 2005;112;35-46; originally published online Nov 28, 2005 .... 29, 36

AKSU, C., “12 kanallı EKG işaretinin bilgisayarla algılanması.” Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 2000, Kayseri 23

ALPMAN,A., "http://www.ahmetalpman.com/defkonuoku.asp?id=328&konuindex=16", 06.03.2007 28

ATAPATTU, A. ve MITRANI, R.D., “A Telemedicine Application Utilizing DataSocket to Remotely Track the Heart Rae Variability of Patients in a Clinical Research Enviroment”,University of Miami, Information Technology Applications in Biomedicine IEEE EMBS International Conference,Page(s):71-73, 2000 4

BAYHAN, Ö., Soğukpınar İ., “Teletıp Sistemleri ve Uzaktan Hasta Takip Sistemi Tasarımı”, Gebze YTE, Bilgisayar Mühendisliği ABD, Yüksek Lisans, 2001. . 5

BAYKAL, C., "Kardiyak sinyallerinin görüntülenmesi ve geç potansiyellerin algılanması.", Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 2000, Ankara 23

CHOI, J., KANG, W.Y., ve ark., “Development of an online database system for remote monitoring of artificial heart patient”, Proc of the 4th annual IEEE Conf on Information Technology Applications in Biomedicine, Page(s):59-61,UK... 4

DEAKIN, C. D., NOLAN, J. P., “Section 3. Electrical therapies: Automated external defibrillators, defibrillation, cardioversion and pacing”, European Resuscitation Council Guidelines for Resuscitation, 2005 8

EKE, İ. ve ark., “İnternet Yayınları ve Teletıp Alanında Bir Uygulama”, Ege Üniversitesi Bilgi ve İletişim Teknolojileri Araştırma ve Uygulama Merkezi ... 6

ELBİSTAN, M., GÜLER, İ., “Teletıp Yazılım Uygulaması: Elektronik Reçete”, Gazi Üniv., Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektr. ve Bilg. Eğitimi ABD., Yüksek Lisans, 2002..... 6

GEDİK, H.Ü., “ERC ve AHA Defibrilasyon-Elektrik Tedavileri”, http://www.acilveilkyardim.com/acilbakim/defibrilasyon.htm, 23/05/20078, 29, 36

GUO, Z., MOULDER C., DURAND L.G., LOEW, M., “Development of a virtual instrument for Data Acquisition and Analysis of the Phonocardiogram” , Proceedings of the 20th Annual International Conference of the ZEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 20, No I , 1998..... 5

HEPER,C., HEPER,Y., MOĞOL,E., “Kardiyoloji 2000”, Alfa Basım Yay., Şubat 2000..... 7

KEMALOĞLU, S., “Kalp seslerinin EKG işaretleri ile birlikte eşzamanlı alınması ve bilgisayarla analizi.”, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisan Tezi, 2001, Kayseri 15, 21

KHO, Y.Y., SAIM, H.B., SOON, C.F., “Hayati biyolojik sinyallerin uzaktan izlenmesi”, Kolej Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi Student Conference on 16-17 July 2002 Page(s):69 – 71, 2002, Malezya 5

KÖKER, R., “12 standart derivasyonlu bir EKG biopotansiyel simülatörünün dizaynı ve gerçekleştirilmesi.”, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 1996, İstanbul 14
LEW,C.K. ve MOGHAVVEMI, M., “Remote Heart Monitoring System Based on Electrocardiography”, University of Malaya, Department of Electrical Engineering, Student Conference on Research and Development Proceedings, Malaysia, 2002 4
MENDOZA, P. ve arkadaşları, “Web tabanlı özel işaretleri görüntüleyen ve kaydeden bir teletıp uygulaması”, Texas Üniversitesi, Elektr. ve Bilg. Mühendisliği, 26th Annual International Conference Page(s):2196 – 2199, 2004 4
MOLAK, S., "İki kanallı EKG monitörü" İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 1991, İstanbul 19
NİZAM, A., "Elektrokardiyografi işaretlerini gerçek zamanda bilgisayara aktaran ve işleyen arayüz programı tasarımı.", İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 2000, İstanbul 24
OKATAN, A., AKPOLAT, Ç., “Mikrodenetleyici Tabanlı Uzaktan (GSM,GPS) Hasata Takip Sistemi”, Bahçeşehir Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü. ASYU-INISTA 2004 5
OKTAY, O., "Biyolojik işaretlerin elde edilip işlenmesi.", İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Y.Lisans Tezi, 1991, İstanbul 22, 23
PEREDNIA, D. ve ALLEN, A., “Teletıp Teknolojisi ve Klinik Uygulamaları” ... 1
RESKE, D., MOUSSAVI, Z. “Design of A Web Based Remote Heart-Monitoring System”, University of Manitoba, Department of Electrical Engineering, Proceeding of the 2nd Joint EMBS/BMES Conference Page(s):1847 – 1848, 2002, Houston 5
SAĞLIK BAKANLIĞI, “Sağlık İstatistikleri Yıllığı 1999” 2
SARIOĞLU, T., http://www.basinbulteni.com/detay.asp?Hid=1216, 13/07/2005 2
SOYSAL, S., "Defibrilasyon", Dokuz Eylül Üniversitesi, Ders Notu, 2002, İzmir 30
UÇAK, D., “Elektrokardiyografi”, Alfa Basım Yayım, Temmuz 1997.. 12, 13, 16, 24
WARREN, S., YAO, J., SCHMITZ, R., LEBAK, J., “Reconfigurable Point-of-Care Systems Designed with Interoperability Standards”, 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, Page(s): 3270-3273, 2004 4