

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

UZAKTAN KONTROL EDİLEBİLEN BİR KALP CİHAZI TASARIMI

Engin EŞME

Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektronik ve Bilgisayar Sistemleri Eğitimi Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR

2006, 62 Sayfa

Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR

Prof. Dr. Süleyman YALDIZ

Doç. Dr. Hakan IŞIK

Bu tez çalışmasında, uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazı tasarlanmıştır. Tasarlanan cihaz modüler ve taşınabilir özelliktedir. Bu sebeple uç birimler arasında EKG işaretleri ve diğer iletişim verilerinin iletilmesi dial-up ve internet ile olabileceği gibi GSM modem ile haberleşme tercih edilmiştir. Bu alanda yapılan diğer çalışmalardan farklı olarak uzmandan geri bildirim yine bilgisayar ağı ile alınmıştır. Tüm donanımı yönetecek olan yazılım diğer programlama dillerine göre sayısız üstünlüğü olan LabVIEW ile gerçekleştirilmiştir. Ara bağlantı kartları ve diğer elektronik donanımlar için LabVIEW üreticisi olan National Instruments firmasının ürünleri tercih edilmiştir.

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

ABSTRACT

Master Thesis

DESIGN OF A REMOTE CONTROLLED HEART MONITORING SYSTEM

Engin EŞME

Selçuk University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electronics and Computer systems Education

Supervisor: Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR

2006, 62 Pages

Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR

Prof. Dr. Süleyman YALDIZ

Assoc. Prof. Dr. Hakan IŞIK

In this study , remote controlled heart monitoring system was designed. Having designed system is modular and portable. For this reason , similary ECG signals and other communication datas are sent between terminals by using dial-up and internet , the GSM modem was prefered. Different from other studies , which were done in this field , backing the datas from Expert are taken by network. The software , which is going to control all hardware , was realized by LabVIEW that was superiorty on other programming languages. For interface cards and other electronic hardwares the products National Instruments company , which is the producer of LabVIEW , are prefered.

Key Words: Telemedicine , Electrocardiography (ECG) , LabVIEW , Computer aided design.

ÖNSÖZ

Bilgisayar teknolojinin yaşamımıza girmesi ile tıp dünyasında da pek çok kolaylığa erişilmiştir. Bilişim ve iletişim teknolojilerinin gelişmesi ve ucuzlaması ile birlikte teletıbbın uygulama alanı da giderek genişlemektedir. Bilgiye istenildiği anda hemen ulaşmak, hastanelerde bulunmayan uzmanlık dallarında hastalara kilometrelerce uzaktan sanki orada çalışıyormuş gibi hizmet götürmek teletıbbın kullanıcılarına sağladığı en önemli yararlardandır.

Dünyada her yıl yüzlerce hatta binlerce insan aniden kalp krizinden hayatını yitirmektedir. Eğer bu kişilere birkaç dakika içerisinde defibrilatör cihazı ile müdahale edilebilirse hayatta kalma şansları %80 artabilir. Bu süratle hastaya müdahale ancak teletıp uygulamaları ile gerçekleştirilmektedir. Hastanın yaşama şansını artırmanın yanı sıra sağlık hizmetlerine ulaşım kolaylaşmakta, tedavi masrafları azalmakta dolayısı ile hizmet kalitesi artmaktadır.

Ülkemizde bu alanda yapılan çalışmalar incelendiğinde teletıba yeterli önem verilmediği görülmektedir. Bu çalışmada kısa sürede ölümle sonuçlanan vertikal fibrilasyona uzaktan müdahale ederek hastayı hayata döndürmek için harcanan zaman minimuma indirilmeye çalışılmıştır.

Yüksek lisans eğitimim boyunca ufku mu açtığına inandığım ve yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Faruk ÜNSAÇAR Hocama teşekkürlerimi bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Özet.....	i
Abstract.....	ii
Önsöz.....	iii
İçindekiler.....	iv
Şekil Listesi.....	vii
Kısaltmalar.....	ix

BÖLÜM 1

1.1 Giriş.....	1
1.2 Literatür Özeti.....	2
1.3 Teorik Esaslar.....	3

BÖLÜM 2: LABVIEW GRAFİKSEL PROGRAMLAMA DİLİ

2.1 Sanal Enstrüman Kavramı	8
2.2 LabVIEW Arayüzü.....	10
2.2.1 Ön panel.....	10
2.2.2 Blok diyagram.....	11
2.2.3 Kontrol paleti.....	11
2.2.4 Fonksiyon paleti.....	12
2.2.5 Araç paleti.....	13
2.3 Gerilim Üretme.....	13
2.3.1 Analog çıkış sinyalinin bağlantısı.....	14
2.3.2 Single point output için geleneksel NI-DAQ kullanılması	14
2.3.3 Circular buffer analog output için geleneksel NI-DAQ kullanılması	15
2.3.4 Analog frekans ölçülmesi.....	16
2.3.5 Dijital darbe genişliği, periyodu ve frekansın ölçülmesi.....	17

BÖLÜM 3: ELEKTROKARDİYOĞRAFİK İŞARETLERİN OLUŞUMU

3.1 Biyoelektrik İşaretler.....	19
3.2 Biyoelektrik İşaretlerin Ölçülmesinde Kullanılan Elektrotlar.....	19

3.3 Elektrokardiyogram (EKG)	22
3.4 EKG Sinyalleri Elde Edilirken Kullanılan Bağlantılar.....	24
3.4.1 Einthoven üçgeni.....	24
3.4.2 Standart bipolar derivasyon.....	25
3.4.3 Unipolar derivasyon.....	26
3.4.4 Kuvvetlendirilmiş unipolar derivasyon.....	26
3.4.5 Tranverse düzlemde yapılan ölçümler.....	27

BÖLÜM 4: ELEKTROKARDİYOĞRAFİK İŞARETLERİN ELDE EDİLMESİ

4.1 Elektrokardiyografin Genel Özellikleri.....	28
4.2 Kuvvetlendiriciler.....	30
4.2.1 Enstrümantasyon kuvvetlendirici.....	30
4.2.2 İzolasyon kuvvetlendirici.....	31
4.3 Filtreler.....	32
4.3.1. Alçak geçiren filtre.....	32
4.3.2. Çentik filtre.....	33
4.4. EKG İşaretinin Sayısala Çevrilmesi.....	33
4.4.1 Teçhizat.....	35
4.4.2 Kurulum.....	36
4.4.3 Ayarlama.....	38
4.4.4. Elektrotların yerleştirilmesi.....	39
4.4.5 Ölçülen sinyalin izlenmesi.....	39
4.5 Kullanılan DAQ Kartın Özellikleri.....	40
4.6 DAQ Kartından İşaretlerin Bilgisayara Alınması.....	43
4.6.1 NI-DAQ.....	44
4.6.2 DAQ aygıtının konfigürasyonu.....	44
4.6.3 Bir DAQ aygıtının oluşturulması.....	45
4.6.4 AC voltaj ölçülmesi.....	46

BÖLÜM 5 : DEFİBRİLATÖRLER

5.1 Fibrilasyon.....	48
----------------------	----

5.2 Klinik Defibrilatörler.....	50
5.3 Elektrotlar.....	55
5.4 Senkronizasyon.....	56
5.5 Otomatik Harici Defibrilatörler.....	57
5.6 Defibrilatörlerde Güvenlik.....	57
SONUÇ	58
KAYNAKLAR.....	61

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1: Sisteme ait blok diyagram.....	5
Şekil 2.1: Örnek bir programın kullanıcı arayüzü görünüşü.....	9
Şekil 2.2: LabVIEW arayüzü.....	10
Şekil 2.3: Kontrol paleti.....	12
Şekil 2.4: Fonksiyon paleti.....	12
Şekil 2.5: Araç paleti.....	13
Şekil 2.6: Analog çıkış bağlantısı.....	14
Şekil 2.7: Intermediate VI 'lar kullanılarak yapılan dalga biçimi üretilmesi.....	15
Şekil 2.8: Geleneksel NI-DAQ Intermediate VI'ları kullanılarak yapılan circular buffered dalga biçimi üretilmesi.....	16
Şekil 2.9: Geleneksel NI-DAQ VI 'lar kullanılarak yapılmış analog frekans ölçümü.....	17
Şekil 2.10: Yüksek frekanslı iki sayıcılı ölçme metodu.....	18
Şekil 2.11: NI-DAQmx VI lar ile yapılan ölçme.....	18
Şekil 3.1: Değişik tip elektrotlar	20
Şekil 3.2: Elektrotun eşdeğer devresi.....	21
Şekil 3.3: Bir yüzey elektrotunun toplam eşdeğer devresi.....	21
Şekil 3.4: Elektrokardiyogram işareti.....	23
Şekil 3.5: Frontal, Transverse ve Sagittal düzlemler	24
Şekil 3.6: Einthoven üçgeni.....	25
Şekil 3.7: Standart bipolar derivasyon.....	25
Şekil 3.8: Unipolar derivasyon.....	26
Şekil 3.9: Kuvvetlendirilmiş derivasyon.....	26
Şekil 3.10: Unipolar göğüs derivasyonları.....	27
Şekil 4.1: EKG cihazının genel yapısı.....	29
Şekil 4.2: Basitleştirilmiş bir enstrümantasyon kuvvetlendirici.....	31
Şekil 4.3: Elektriksel izolasyon sağlayan optokuplör.....	31
Şekil 4.4: Diğer biyolojik gürültü işaretleri için AGF filtre.....	33
Şekil 4.5: Şebeke gürültüsünü bastıran çentik filtre.....	33
Şekil 4.6: iWorx ETH-256 amplifikatörün görüntüsü.....	34
Şekil 4.7: Deneysel çalışmada kullanılan teçhizat.....	36

Şekil 4.8: İzolasyon amplifikatör ve dinamometre ile bioamplifikatörün bağlantısı.....	37
Şekil 4.9: Bağlantı kutusu ile biyoamplifikatörün bağlantısı.....	37
Şekil 4.10: Biyoamplifikatörün ön paneli.....	38
Şekil 4.11: Elektrotların vücuda yerleştirilmesi.....	39
Şekil 4.12: Oluşan EMG işareti.....	40
Şekil 4.13: DAQ kart yapısı.....	41
Şekil 4.14: NI-6036E DAQ kartın görüntüsü.....	41
Şekil 4.15: NI-6036E DAQ kartın blok diyagramı.....	42
Şekil 4.16: BNC 2110 terminal ve SH 68E kablo.....	42
Şekil 4.17: DAQ uygulaması için adımlar.....	45
Şekil 4.18: Vrms için DAQ sistemi.....	46
Şekil 4.19: DAQ Kullanılarak Vrms ölçülmesi.....	47
Şekil 5.1: Ventriküler Flatır. Yaklaşık 250 vuru/dk	49
Şekil 5.2: Ventriküler Fibrilasyon. Yaklaşık 300 vuru/dk	49
Şekil 5.3: Defibrilatör.....	50
Şekil 5.4: Bir defibrilatörün blok diyagramı.....	51
Şekil 5.5: direnç – kapasite – endüktans defibrilatörler.....	52
Şekil 5.6: Trapezoidal dalga defibrilatör.....	53
Şekil 5.7: Bifazik dalga şekli.....	54
Şekil 5.8: İmplant edilmiş bir defibrilatör.....	54
Şekil 5.9: Sönümlü sinüs.....	54
Şekil 5.10: Defibrilasyon için kullanılan elektrotlar. a- dahili, kaşık tipi direk kalbe uygulanan elektrot. b- paddle tipi göğüs duvarına uygulanan elektrot.	55
Şekil 5.11: anterior – anterior.....	56
Şekil 5.12: anterior – posterior.....	56

KISALTMALAR

ADC: Analog Dijital Converter

CRC: Cyclic Redundancy Check

CMRR: Common Mode Rejection Ratio

DAQ: Data Acquisition

EKG: Elektrokardiyogram

EMG: Elektromiyogram

GPL: Graphical Programming Language

LabVIEW: Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench

MUX: Multiplexer

NI: National Instruments

VI: Virtual Instruments

BÖLÜM 1

1.1 Giriş

Bilgisayar teknolojinin yaşamımıza girmesi ile tıp dünyasında da pek çok kolaylığa erişilmiştir. Günümüzde ihtiyacımız olduğu anda sağlık hizmetleri alabileceğimiz bir teknoloji, teletıp, üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Yapacağımız bu çalışma da teletıp ile ilgilidir. “Teletıp Teknolojisi ve Klinik Uygulamaları” adlı makalede bu alanda ki en önemli isimlerden Dr. Douglas Perednia ve Dr. Ace Allen teletıbbı “Tıbbi bilgi ve hizmet sağlamak için bir noktadan diğerine elektronik sinyallerin kullanımıyla bilgi transferi” olarak tanımlamıştır. Amerika Birleşik Devletleri Tıp Enstitüsü’nün 1996’da yaptığı tanımda ise teletıp; uzaklığın problem olduğu durumlarda sağlık hizmetinin sağlanması ve desteklenmesi için elektronik bilgi ve iletişim teknolojilerinin kullanımı olarak tanımlamıştır.

Bilişim ve iletişim teknolojilerinin gelişmesi ve ucuzlaması ile birlikte teletıbbın uygulama alanı da giderek genişlemektedir. Bugün teleradyoloji, telepatoloji, teledermatoloji, telekardioloji, telenöroloji, teledişhekimliği, telepsikiyatri, teleoftalmoloji, teleonkoloji, telecerrahi, teletıp destekli böbrek diyalizi, birinci basamak sağlık hizmeti desteği, evde sağlık takibi, sürekli eğitimin sağlanması ve desteklenmesi için tıbbi veri tabanlarına, uygulama el kitaplarına giriş en sık kullanılan örneklerdir.

Bilgiye istendiği anda hemen ulaşmak, verimlilik, doğruluk, kendi-kendine yardım, hastanelerde bulunmayan uzmanlık dallarında hastalara kilometrelerce uzaktan sanki orada çalışıyormuş gibi hizmet götürme gibi teletıbbın kullanıcılarına pek çok yararı vardır. Kısaca teletıbbın hedefi; yaygın, ucuz ve kaliteli sağlık hizmeti sunulmasına araç olmaktır.

1.2 Literatür Özeti

Kansas Üniversitesinde bulunan **Warren S. ve arkadaşları** 2004 yılında 26. Annual Uluslararası Konferansında yaptıkları bildiride görüntüleme sistemlerinin maliyetini düşürmeye çalışmıştır. Uygulamada kablosuz bluetooth iletişim kullanılarak, LabVIEW ortamında elektrokardiyogram sinyalleri, oximetre darbeleri, veri raporlayıcı yerel bilgisayardan uzaktaki mySQL veri tabanına gönderilmiştir.

Texas Üniversitesinde bulunan **Mendoza P. ve arkadaşları** 2004 yılında 26. Annual Uluslararası Konferansında yaptıkları bildiride EKG, sıcaklık ve oksijen durumu gibi özel sinyalleri elde eden, kaydeden, görüntüleyen ve internet üzerinden herhangi bir siteye gönderen sistem tasarlamıştır. Sistem üç kısımdan oluşmaktadır: sensörler, analog sinyal işleme ve grafiksel kullanıcı arayüzü. Kullanıcı arayüzü tasarımı LabVIEW programı ile yapılmıştır.

Kanada'da Manitoba Üniversitesinde bulunan **Reske D. ve Moussavi Z.** 2002 yılında EMBS/BMES konferansında yaptıkları bildiride Web tabanlı uzaktan kalp sinyalleri görüntüleme sistemi ile ilgili bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada amaçlanan büyük şehirlerden uzakta bulunan, ekipmandan ve uzmandan yoksun kesimler de hizmetin kesintisiz olması ve maliyetin düşürülmesi için EKG sinyallerinin iletilmesi üzerinde çalışılmıştır. EKG sinyallerinin dünyanın herhangi bir yerine iletilmesinde internet ağı kullanılmıştır. Tasarlanan sistemde amplifikatör ve filtre gibi ara cihazlar, ağ bağlantısına sahip iki kişisel bilgisayar, analog-dijital çevirici veri toplama kartı kullanılmıştır. TCP/IP Server Client haberleşmesi için LabVIEW görsel programlama dili kullanılmıştır.

Malezya, Kolej Ünivesitesinde bulunan **Kho, Y.Y. Saim, H.B. Soon, C.F.** 2002 yılında Mühendislik Fakültesinin Student konferansında hayati biyolojik sinyallerin uzaktan izlenmesi ile ilgili bir bildiri vermişlerdir. Bu çalışmada hasta verilerini eş zamanlı olarak uzaktaki sisteme transfer etme amaçlanmıştır. Sinyaller bilgisayarda LabVIEW programı ile görüntülenmiştir. Elde edilen veri EKG dataları olup iki tür veri toplama kartı kullanılmıştır.

Bayhan, Ö. ve Soğukpınar İ. 2001 yılında Gebze İleri Teknoloji Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği ABD. yaptıkları Yüksek Lisans çalışmalarında geliştirilen sistem, hasta ve hekim farklı fiziksel konumlarda bulunduklarında, hastalardan elektronik yöntemlerle, yada elle alınan tıbbi verilerin teşhis ve tedavi amacı ile internet üzerinden, uzaktaki danışman klinik yada uzman hekimlere ulaştırılmasını sağlamaktadır. Veriler hastadan standart klinik cihazlar ile alınmakta ve sunucu bilgisayardaki veritabanına kaydedilmektedir. Klinik cihazlar ile bilgisayar arasındaki veri transferi, ADC (Analog /Dijital Çevirici) içeren bir arabirim üzerinden gerçekleştirilmektedir.

1.3 Teorik Esaslar

Kısa süre içerisinde gerçekleşen ani ölümlerin büyük çoğunluğunu kalp rahatsızlıkları oluşturmaktadır. Ani kardiyak ölüm, daha önce hiç belirti vermeksizin gerçekleşebilir, hatta ani ölüm kalp rahatsızlıklarının ilk belirtisi olabilmektedir.

Hastaların kalp krizinden kaybedilmelerinin önlenmesi, olayın ilk anından itibaren en kısa zamanda hastaneye ulaşmasına bağlıdır. 20 yıl önce hastane dışında kalp krizinden olan ölümlerin 2/3'ü krizin başlangıcından birkaç dakika içinde olmuştur. Bu sebeple ambulanslar, hareketli koroner bakım ünitesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Böylece tam teşekküllü bir ambulansın hastalara kısa zamanda ulaşabileceği, acil bakım ünitelerine ulaşma sürelerini azalttığı ve daha önceden hastaneye ulaşmadan ölen hastaların hayata döndürülmelerinde başarılı sonuç alındığı anlaşılmıştır. Hastaların ani kalp ölüm tehlikelerinden korunması ve düzeltilmesi, canlandırma işlemlerinin çabukluğuna bağlıdır. Tehlikede olan kalbin kurtarılması için üç tip gecikme minimuma indirilmelidir.

- 1- Hasta ve yakınları tarafından yardım çağırılmasında gecikme
- 2- Ambulanstaki sağlık personelinin acil telefona cevabının gecikmesi
- 3- Hastanın hastaneye getirilmesindeki gecikme

Dünyada her yıl yüzlerce hatta binlerce insan aniden kalp krizinden hayatını yitirmektedir. Eğer bu kişilere birkaç dakika içerisinde defibrilatör cihazı ile müdahale edilebilirse hayatta kalma şansları %80 artabilir. Hasta yakınlarının yardım çağırması ile başlayan süreçte gecikmeye sebep olan çağrıya cevap verme ve hastaneye hastanın getirilmesi adımları ancak teletıp uygulamaları ile minimuma indirilebilir. Hasta yakınının eğitilmesi ile cihaz rahatlıkla kullanılabilir. Böylece ambulanstaki sağlık personelinin kaynaklanacak olan gecikme önlenmiş olur. Ambulanstaki sağlık personelinin hastaya ulaşması şart bile olsa, hasta hastaneye getirilmeden doktor tarafından uzaktan müdahale edilebilir.

Hastanın yaşama şansını artırmanın yanı sıra sağlık hizmetlerine ulaşım kolaylaşmakta, tedavi masrafları azalmakta dolayısı ile hizmet kalitesi artmaktadır.

Bu çalışma ile telekardiyoloji alanında “Uzaktan kontrol edilebilen bir kalp cihazı tasarımı” yapılmak istenmektedir. Cihazın şu fonksiyonlara sahip olması öngörülmektedir.

1. Cihaz modüler ve taşınabilir özellikte olup, uzaktaki sisteme bilgisayar ağları ile veri gönderebilecek.
2. Uzaktaki sistemden geri besleme (uzaktan kontrol) yapılabilecek.
3. Hastanın sürekli durumu uzaktan izlenebilecek.
4. Hastaya yanındakiler yardımı ile uzaktaki uzman tarafından müdahale edilebilecek.

Bu tez çalışmasında endüstriyel bilgisayar tarzında modüler bir sistem tasarlanacaktır. Sistemde kullanılan cihazlar:

Endüstriyel PC: Kullanılacak diğer donanım birimlerinin kontrolünü ve iletişimde aktarılan verinin işlenmesini sağlayacak cihaz.

PC: EKG ve defibrilatörün simüle edileceği ve doktorun kullanmış olduğu bilgisayar.

Defibrilatör cihazı: Yüksek gerilim uygulayarak kalp kaslarının düzensiz kasılmasını önleyen cihaz.

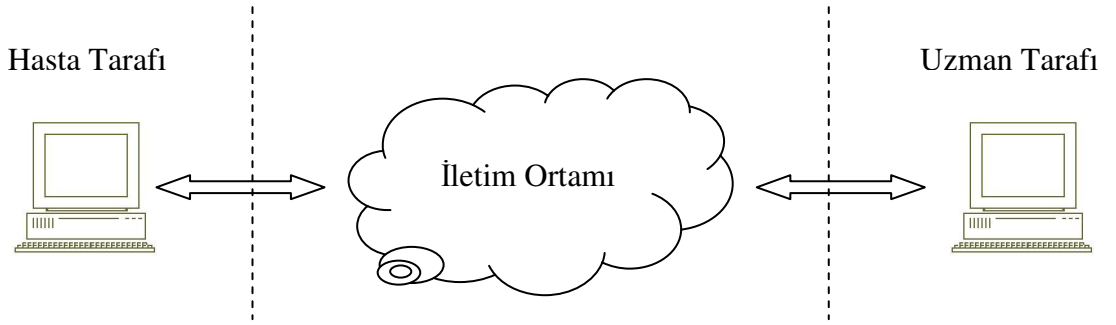
EKG cihazı: Kalp atımı ile oluşan elektriksel sinyalin izlendiği cihaz.

Dial-up modem veya GSM Modem: İki uç nokta arasında iletişimi sağlayacak donanım cihazı.

LabVIEW: Veri işleme ve iletişimin kontrolü ile ilgili işlemleri yöneten yazılımın yazılacağı grafiksel programlama dili.

Diğer arabirim elemanları: Donanımlar arasında gerekebilecek ara bağlantı elemanları.

Sistem hasta tarafında ve uzman tarafında bulunan iki blok şeklinde tasarlanmış olup blok diyagram aşağıdaki şekilde verilmiştir.



Şekil 1.1: Sisteme ait blok diyagram

Hasta tarafında ki sistem şu bileşenlerden meydana gelmektedir;

1. EKG işaretlerini alabilmek için bir adet EKG preanfisi.
2. Gelen sinyallerin bilgisayara aktarımı amacıyla kullanılan DAQ ekipmanı (Terminal Board – Kablo ve DAQ kartı).
3. Bilgisayara aktarılan verileri işlemek (görselleştirmek, kaydetmek ve iletim ortamına iletilmek üzere hazırlamak) için tasarlanmış yazılım (Software).
4. Yazılımın hazırlamış olduğu verileri uzak bilgisayara aktarmak için gerekli haberleşme donanımı (Dial-Up modem, GSM ve/veya Ethernet kartı).
5. Uzman tarafındaki uzak bilgisayardan gönderilen verileri işleyerek gerekirse kullanılacak defibrilatöre kumanda etmek için gerekli komutları üretecek yazılım.
6. Bilgisayar-defibrilatör haberleşmesini sağlayacak arabirim.
7. Gerekirse hastaya şok uygulamak için kullanılacak defibrilatör.

Uzman tarafında oluşturulan sistemde ise;

1. Uzak bilgisayarla haberleşme için kullanılan haberleşme donanımı (Dial-Up modem, GSM ve/veya Ethernet kartı)
2. Gelen verileri işlemek, uzmanın gerekli görmesi durumunda hastaya uygulanacak şok parametrelerini belirlemek ve bu bilgileri uzak bilgisayara göndermek amacıyla tasarlanmış yazılım bulunmaktadır.

İletim ortamı ihtiyaca ve uygulanma kolaylığına göre Internet, Dial-Up bağlantı ya da GSM modem ile bağlantı olabilir.

Kalp atımı ile oluşan elektriksel sinyal preamplifikatör ve bir veri toplama kartı vasıtası ile PC ortamına alınacaktır. Endüstriyel PC 'ye gelen EKG işaretleri üzerinde sinyal işleme metotları ve monitorizasyon uygulanarak ekranda görüntü sağlanacaktır. Böylece EKG cihazının görevi bilgisayar, EKG preamplifikatörü ve yazılım sayesinde gerçekleştirilmiş olacaktır. Filtrelenen ve değişik algoritmalarla (veri azaltma, sıkıştırma, el sıkışma kurallarının uygulanması gibi) iletişim hattına koyulmaya hazır hale getirilen veri, uzaktaki uç birime bilgisayar ağı sayesinde gönderilecektir. Diğer 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. GSM modem kullanılmasının en büyük avantajı uzman kişinin mekândan bağımsız olmasını sağlamaktır. Böylece herhangi bir anda ve yerde uzman kişi hasta ile iletişime geçebilir.

Veri toplama ve haberleşme için gerekli olabilecek arabirim kartları tasarlanarak, hem arabirim kartlarının hem de simüle edilecek cihazların yazılımı gerçekleştirilecektir.

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

1. Bilgisayara gelen EKG verileri kullanıcıların tercihine göre on-line ya da sakla-gönder (store and forward) şeklinde bir veri iletimini desteklemeli.
2. Gerek kullanıcı gerekse uzman tarafında verilerin arşivlenebilmesini sağlamalı.
3. On-line iletimde verilerin kesintisiz bir şekilde aktarımı için hızlı bir algoritma kullanmalı.
4. Verilerin güvenilirliğini artırabilmek için hata bildirim mekanizmasını kullanabilmeli (CRC16 veya CRC32 tercih edilebilir).
5. Hem hasta tarafında hem de uzman tarafında grafiklerle desteklenen kullanımı kolay bir arayüze sahip olmalı.
6. Uzman tarafından ayarlanan defibrilatör değerlerini dış ortama aktarabilmek için hasta tarafında giriş / çıkış portları üzerinden haberleşme imkânı sağlamalı.
7. Arşivlenmiş hasta bilgilerine daha sonra ulaşabilmek ve tekrar değerlendirebilmek için veri tabanı desteği olmalı.
8. 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.

BÖLÜM 2

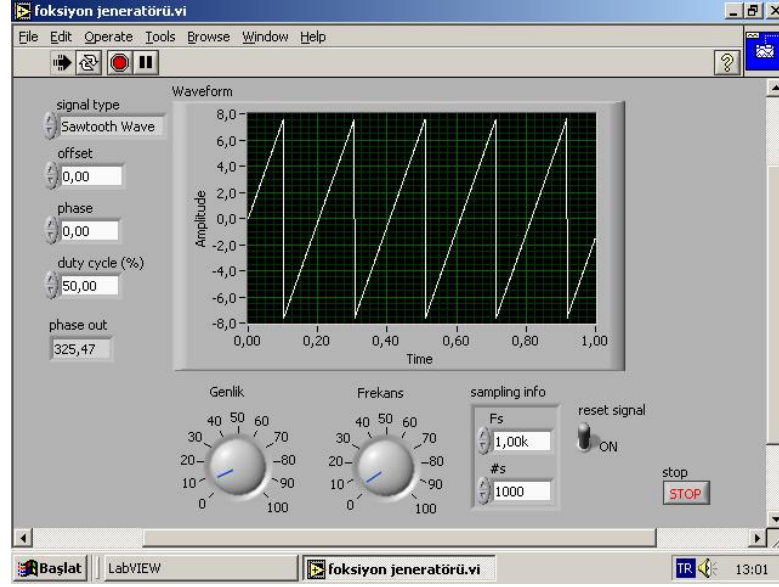
LABVIEW GRAFİKSEL PROGRAMLAMA DİLİ

National Instruments firmasının LabVIEW (Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench) grafiksel programlama dilini (GPL) tasarlamasında ki en temel iki faktörden birisi ölçme ve enstrümantasyon problemlerine çözüm aramaktır. Diğer bir faktör ise programlama dillerindeki dil yapısının öğrenilmesi, dile ait komut setinin ezberlenmesi, çok fazla satırlardan oluşan komut yazma vb. zorluklardır. C tabanlı olarak geliştirilen LabVIEW komutları ikonlaştırılarak modüler bir yapıda sunulur. Programlama mantığı veri akışı yapısına dayandığı için kaynak kodlar bir akış şemasına benzemektedir.

2.1 Sanal Enstrüman Kavramı

LabVIEW (Laboratuary Virtual Instruments For Engineering Workbench) grafik tabanlı programlama dili bilgisayar uygulamaları oluştururken metin bazlı komutlar yerine ikon (sembol) görünümünde ki terminalleri ve node 'ları kullanmaktadır. Terminaller ön panelde bulunan nesnelerin blok diyagramdaki karşılıklarıdır. Node 'lar ise diğer programlama dillerindeki alt programlara/fonksiyonlara karşılık gelir.

LabVIEW 'de bir araç seti ve nesneler ile kullanıcı arabirimi oluşturulmaktadır. Kullanıcı arabirimi ön panel olarak isimlendirilmektedir. Ön paneldeki nesnelerin fonksiyonlarını kontrol edebilmek için kod yazma grafiksel blok diyagram ile sağlanır. Başka bir deyişle blok diyagram akış şemalarına benzemektedir. Programlama veri akışı yapısına dayanmaktadır.



Şekil 2.1: Örnek bir programın kullanıcı arayüzü görünüşü

LabVIEW programları görünüş ve çalışma şekli ile laboratuarlarda kullanılan osiloskop, sinyal jeneratörü gibi fiziksel enstrümanlara benzediği için sanal enstrüman (virtual instruments -VIs) veya VI olarak adlandırılır. Her VI kullanıcı arabiriminden veya başka kaynaklardan gelen bilgileri kullanabilir ve bu bilgileri görüntüleyebilir veya başka dosyalara ve bilgisayarlara taşıyabilir.

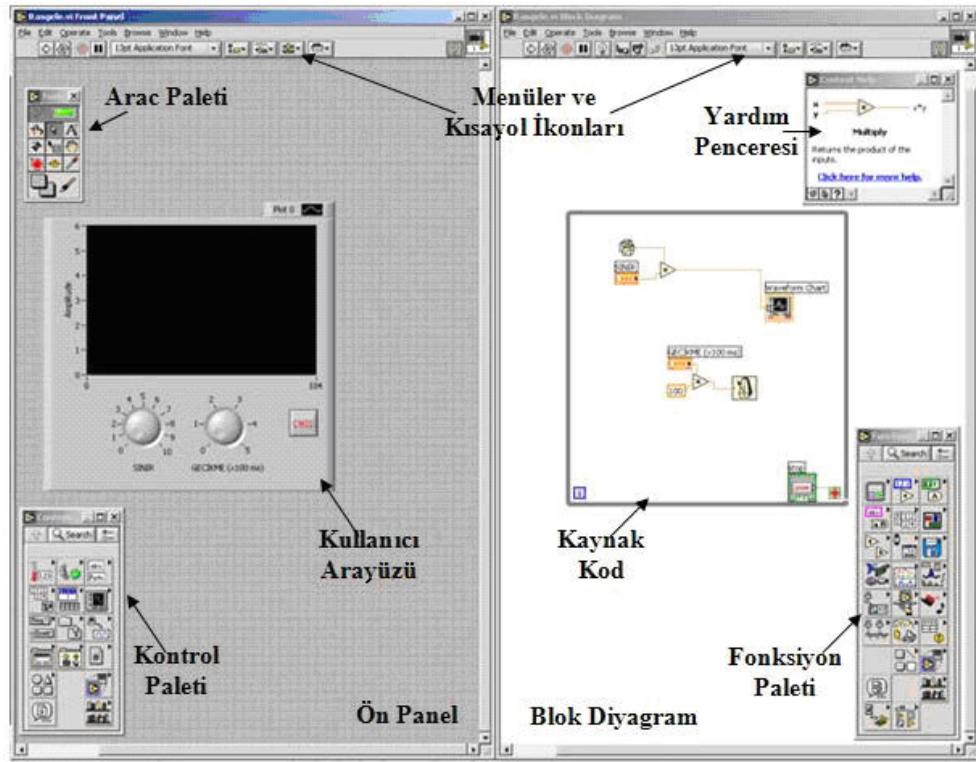
Bir VI şu üç bileşeni içermektedir.

- **Ön Panel:** Kullanıcı arabirimi olarak hizmet eder.
- **Blok Diyagram:** VI 'ın fonksiyonunu tanımlayan grafiksel kaynak kodlarını içerir.
- **İkon ve Bağlantı Pencere:** Bir VI içinde kullanılabilen diğer VI 'ları tanımlar. Bir VI içinde bulunan diğer VI'lar Alt_VI (subVI) olarak adlandırılır. Alt_VI 'lar metin tabanlı programlama dillerindeki çağırılan fonksiyonlara karşılık gelir.

2.2 LabVIEW Arayüzü

LabVIEW grafiksel programlama dilinin arayüzü şekil 2.2 'de görüldüğü gibi;

- Ön Panel
- Blok Diyagram
- Yardım Penceresi
- Araç Paleti
- Fonksiyon ve Kontrol Paletlerinden oluşmaktadır.



Şekil 2.2: LabVIEW arayüzü

2.2.1 Ön panel

LabVIEW programlarının kullanıcı arayüzü ön panelde oluşturulur. Ön panel, programın interaktif giriş/çıkış terminalleri olan kontrol ve gösterge nesneleri ile inşa

edilir. Diğer programlama dillerinde form olarak tabir edilen pencerelere karşılık gelmektedir.

Ön panel bir VI 'ın interaktif giriş ve çıkış terminalleri olan göstergeler ve kontroller ile oluşturulur. Kontroller buton, ayar düğmesi gibi giriş aygıtlarıdır. Göstergeler ise grafikler, ledler gibi çıkış aygıtlarıdır. Kontroller enstrümanın giriş aygıtlarını simüle ederek blok diyagrama veri sağlar. Göstergeler enstrümanın çıkış aygıtlarını simüle ederek blok diyagramdan elde edilen veya üretilen veriyi görüntüler.

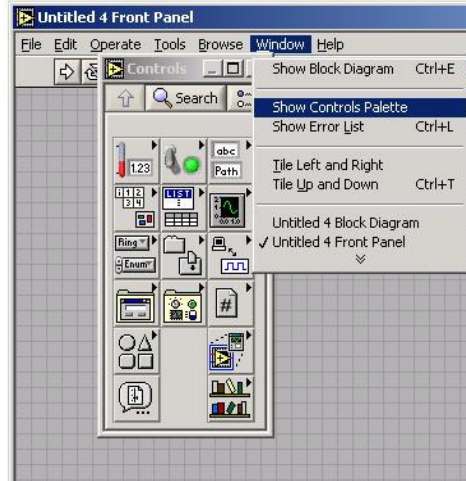
2.2.2 Blok diyagram

Ön panel oluşturulduktan sonra nesnelerin fonksiyonlarını kontrol etmek için kullanılan kodların eklendiği grafiksel blok diyagramdır. Blok diyagram akış şeması görünümünde grafiksel kaynak kodları içerir. Diğer programlama dillerindeki metin tabanlı komutların yazıldığı komut editörüne karşılık gelmektedir.

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.

2.2.3 Kontrol paleti

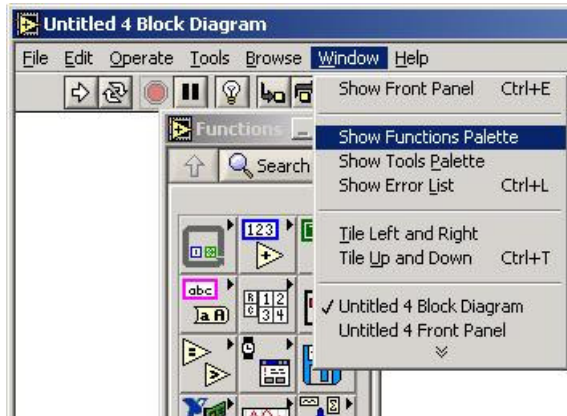
Kontrol paleti sadece ön panelde kullanılmaktadır. Kontrol paleti ön panelde oluşturulabilen kontrol ve gösterge elemanlarını içermektedir. Menüden Window >> Show Controls Palette seçeneği veya çalışma sayfasında farenin sağ butonuna tıklayarak açılabilir. Kontrol paleti ekranda herhangi bir yere konumlandırılabilir. LabVIEW yeniden başlatıldığında kontrol paleti ayarlanan son konumunda ve son boyutta ekrana gelir.



Şekil 2.3: Kontrol paleti

2.2.4 Fonksiyon paleti

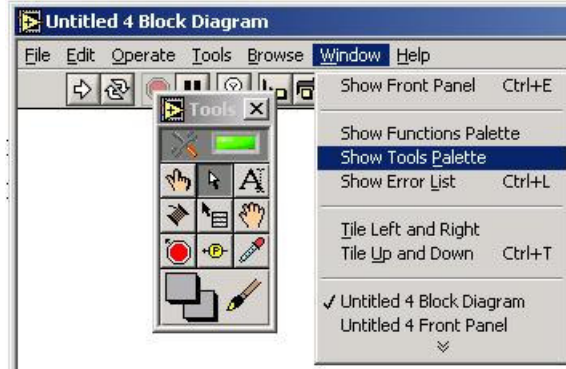
Fonksiyon paleti yalnızca blok diyagramda kullanılmaktadır. Blok diyagramı oluşturan VI 'ları (Virtual Instruments) ve fonksiyonları içermektedir. Fonksiyonlar işlevlerine göre alt paletlere ayrılmaktadır. Window >> Show Functions Palette seçeneği ile veya blok diyagramda çalışma sayfasına sağ butona tıklamak suretiyle açılabilir. Fonksiyon paleti ekranda herhangi bir yere konumlandırılabilir. LabVIEW yeniden başlatıldığında fonksiyon paleti ayarlanan son konumunda ve son boyutta ekrana gelir.



Şekil 2.4: Fonksiyon paleti

2.2.5 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 2.5: Araç paleti

2.3 Gerilim Üretme

DAQ aygıtları ve enstrümanlar ile DC sinyal veya buffered olarak isimlendirilen zamanla değişen sinyal üretilebilir.

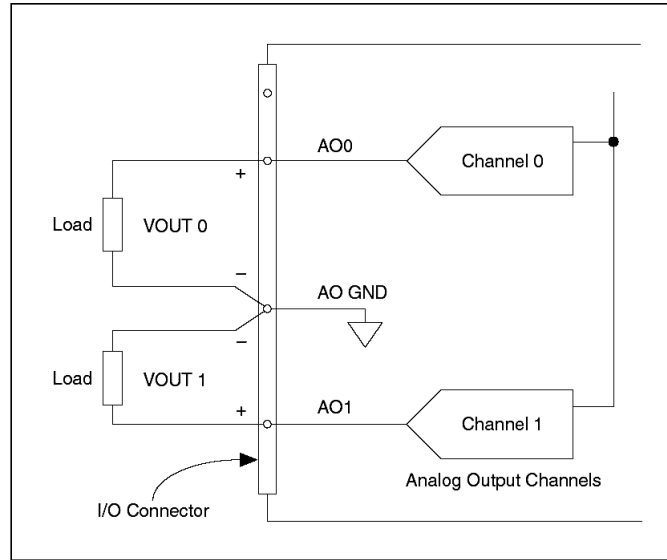
Single Point Analog Output: Sabit bir DC voltaj elde edilmek isteniyorsa Single Point Analog Output.VI'lar kullanılabilir. Bu VI 'lar kullanılarak herhangi bir anda çıkış geriliminin değeri değiştirilebilir. Çıkış değişikliği ancak LabVIEW'de bir VI çağırmak kadar hızlıdır. Bu metoda yazılım zamanlaması denir. Eğer çıkışta çok ani bir değişim istenmiyorsa yazılım zamanlaması kullanılabilir.

Buffered Analog Output: Dalga biçimi veya buffered analog sinyal gibi bazen çıkış sinyalindeki değerin değişim oranı sinyal seviyesinden daha önemlidir. Örneğin DAQ aygıtının fonksiyon jeneratörü olarak kullanılması istenilebilir. Sinüs jeneratörü gibi bir sinüs dalgası üretilerek, sinüs dalgasına ait datalar bir dalga biçiminde depolanabilir. Zamanın herhangi bir anında tanımlanmış oranda sürekli

değişen bir dalga üretmek için DAQ aygıtı programlanabilir. Circular-Buffered Analog Output kullanılarak sürekli değişen bir sinyal üretilebilir.

2.3.1 Analog çıkış sinyalinin bağlantısı

Sinyal bağlantısı kullanılan aygıtta ve bağlantı bloklarına bağlıdır. E serisi aygıtlar için analog çıkış AO0, AO1 ve AO GND pinleridir. AO0, sıfırıncı analog çıkış kanalı için analog sinyal çıkışıdır. AO1, birinci analog çıkış kanalı için analog sinyal çıkışıdır. AO GND, her iki analog çıkış kanalı ve harici kaynaklar için toprak ucudur. Şekil 2.6 'da bir NI aygıtına bağlantının nasıl yapılacağı gösterilmiştir.



Şekil 2.6: Analog çıkış bağlantısı

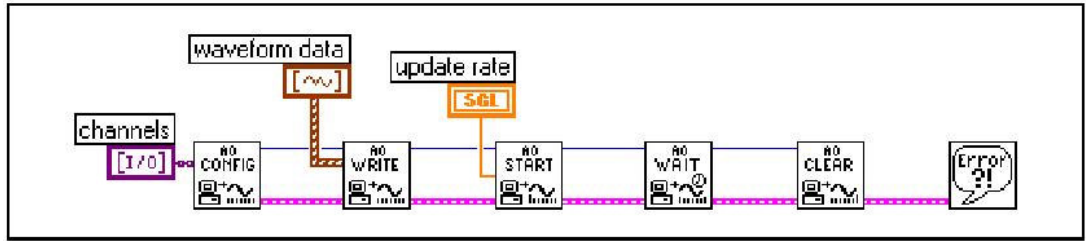
2.3.2 Single point output için geleneksel NI-DAQ kullanılması

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 vb. haberleşir. Eğer DAQ isimlendirilmiş kanallar kullanılırsa, değerler DAQ kanal sihirbazında tanımlanan fiziksel birimlerle bağlantılıdır. Diğer durumda değerler volt değerlerini gösterir.

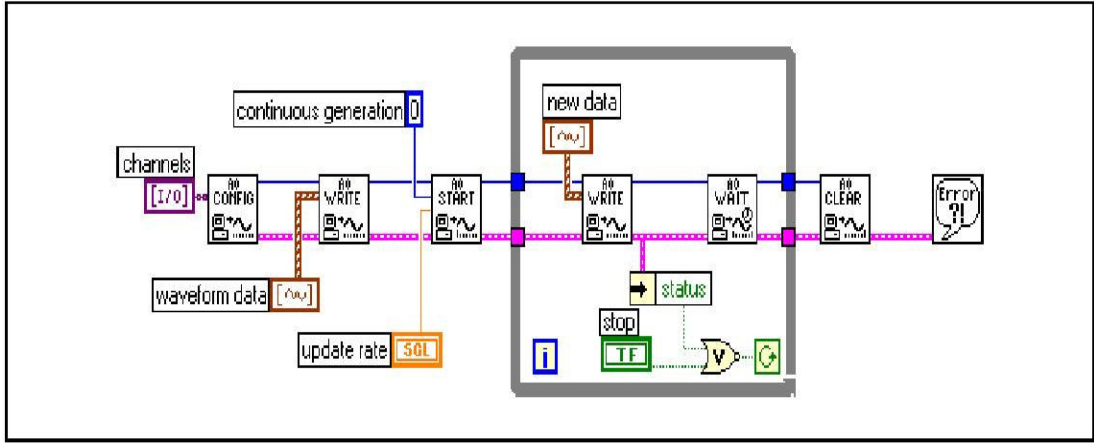
Multiple Immediate güncellemesi: Write N updates.VI While – Loop döngüsü içerisine alınmış AO Write One update.VI ‘a benzemektedir. Write N updates bir hata oluşana kadar veya stop boolean değeri true olana kadar devam eder. AO update channel.VI döngüye alınarak ta kullanılabilir fakat bu durumda her iterasyonda aygıt tekrar tekrar konfigüre edilir. AO Write One Update.VI ise aygıtı yalnız sıfıncı iterasyonda bir kez konfigüre eder.



Şekil 2.7: Intermediate VI ‘lar kullanılarak yapılan dalga biçimi üretilmesi

2.3.3 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 kullanılır. Easy Analog Output.VI ‘ları bir döngü içerisinde kullanılarak circular buffered sinyali elde edilebilir. Fakat bu durumda Easy Analog Output.VI buffera datayı bir yerleştirip bir kaldıracağı için çıkış dataları arasında boşluklar oluşur. AO Continuous Gen.VI’ları circular buffered sinyali elde etmek için daha uygundur. Çünkü AO Continuous Gen.VI’ları aygıtı sıfıncı iterasyonda bir kez konfigüre eder. Aynı zamanda AO Continuous Gen.VI’ları ile veri büyüklüğü ve her kanal için limit ayarlamaları da yapılabilir. Şekil 2.8 ‘de geleneksel NI-DAQ Intermediate VI’ları kullanılarak yapılan Circular Buffered WaveForm üretilmiştir.

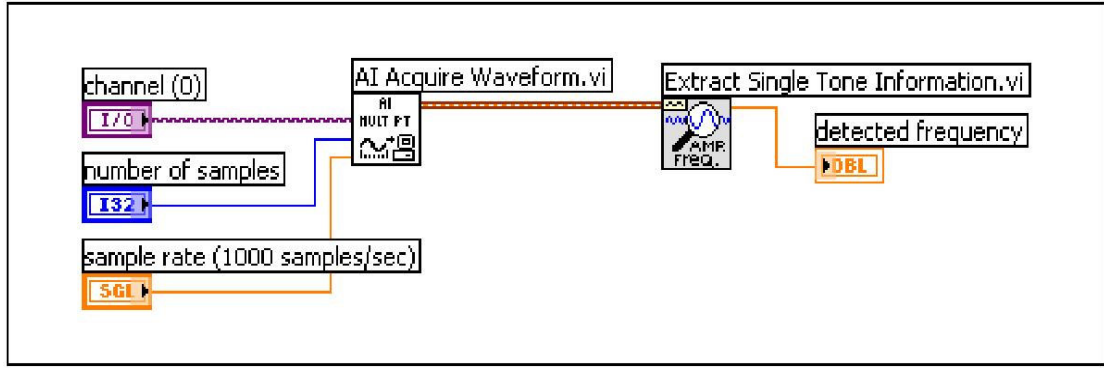


Şekil 2.8: Geleneksel NI-DAQ Intermediate VI'ları kullanılarak yapılan circular buffered dalga biçimi üretilmesi

2.3.4 Analog frekans ölçülmesi

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 $5\text{örnek} \times 3\text{periyot} = 15\text{ örnek}$ gereklidir.

Şekil 2.9 '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 500 den fazla olamaz. Extract Single Tone Information.VI ölçülen frekansı verir.



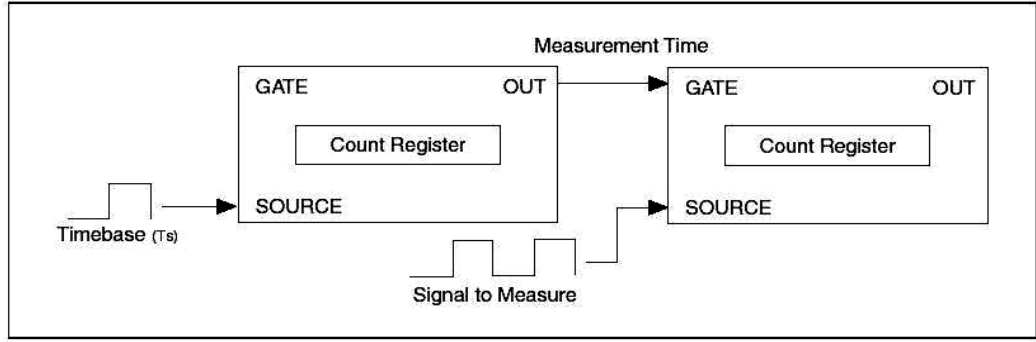
Şekil 2.9: Geleneksel NI-DAQ VI 'lar kullanılarak yapılmış analog frekans ölçümü

2.3.5 Dijital darbe genişliği, periyodu ve frekansın ölçülmesi

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.

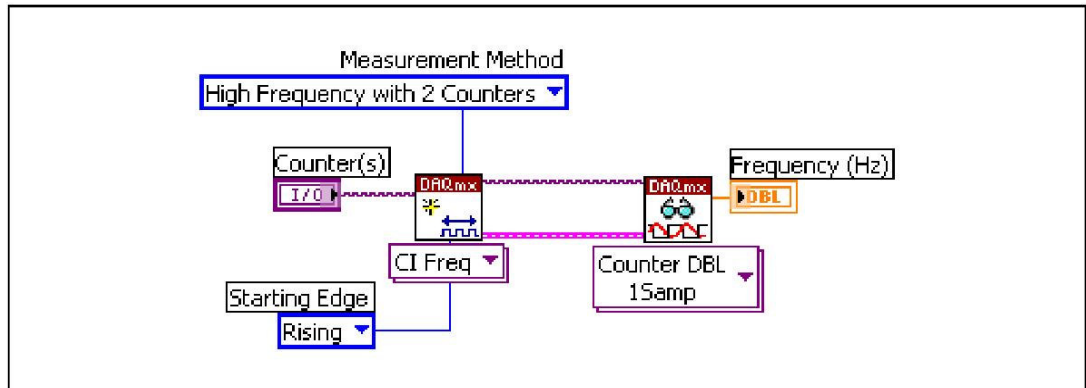
Kuantalama hatasını azaltmak için ölçme zamanı giriş sinyalinin periyodundan daha büyük ve değişimleri yakalayacak kadar da küçük olmalıdır. Ölçme zamanı boyunca ölçme sayıcısı giriş sinyalinin periyotlarını sayar. Sayılan periyotların ortalaması ölçüm sonucudur. NI-DAQmx Read.VI ortalama değeri döndürür. Ortalama değer aşağıdaki formül ile hesaplanır.

$$Periyot(s) = \frac{\text{Ölçme Zamanı}}{\text{Periyot Sayısı}} \quad \text{Frekans(Hz)} = \frac{\text{Periyot Sayısı}}{\text{Ölçme Zamanı}}$$



Şekil 2.10: Yüksek frekanslı iki sayıcı ölçme metodu

Şekil 2.11 '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 2.11: NI-DAQmx VI lar ile yapılan ölçme

BÖLÜM 3

ELEKTROKARDİYOĞRAFİK İŞARETLERİN OLUŞUMU

3.1 Biyoelektrik İşaretler

Canlılar yaşam fonksiyonlarını gerçekleştirirken bazı elektriksel işaretler üretir. Bu işaretler hücrelerin elektrokimyasal olaylarının sonucunda üretilir. Hücrelerin, dokuların ve organların elektrokimyasal aktivitesi sonucunda oluşan bu işaretlere biyoelektrik potansiyeller denir. Biyoelektrik potansiyeller beyin, sinirler aracılığı ile iletişim ve çeşitli kas hareketleriyle ortaya çıkar.

Doku ve organların normal çalışmalarının anlaşılması için biyoelektrik işaretlerin önemi büyüktür. Genellikle vücut yüzeyi üzerinden ölçülen bu işaretler kaynaklarına göre çeşitli isimler alır. Örneğin beynin ürettiği işaretlere elektroensefalogram (EEG), kalbin ürettiği işaretlere elektrokardiyogram (EKG) ve sinirlerin ürettiği işaretlere elektromiyogram (EMG) denir. Biyoelektrik işaretlerin vücut yüzeyine nasıl ulaştıkları tam olarak açıklanamamasına rağmen yüzeyden ölçülen potansiyeller o organı oluşturan hücrelerin elektriksel aktivitelerinin toplamı ya da bileşkesi şeklindedir.

3.2 Biyoelektrik İşaretlerin Ölçülmesinde Kullanılan Elektrotlar

Biyoelektrik işaretlerin genliği çok küçük olup, ölçümünde elektrotlar kullanılır. Elektrot vücut üzerindeki iyonik potansiyeli elektriksel potansiyele dönüştüren bir çeşit sensördür. Bir dönüştürücü iki adet elektrottan meydana gelir ve uygulandıkları noktalar arasındaki iyonik potansiyel farkını ölçerler. 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. [5]

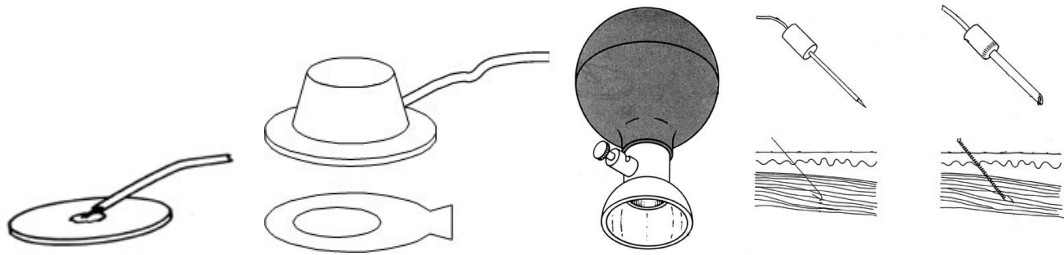
Çeşitli amaçlar için kullanılan elektrotlar üç grup altında toplanmaktadır. [5]

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

2. Dâhili Elektrotlar: Deri içerisine batırılarak biyoelektrik potansiyellerin elde edildiği elektrotlardır.

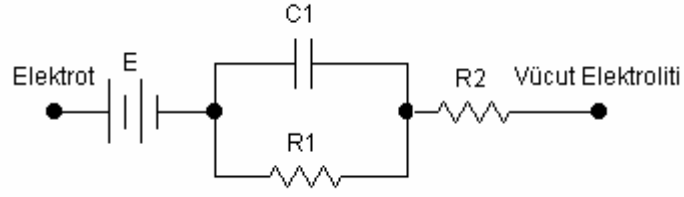
3. Yüzey Elektrotlar: Biyoelektrik potansiyelleri deri yüzeyinden elde eden elektrotlardır. Yüzey elektrotların kullanım yerlerine göre çeşitli tipleri bulunmaktadır.

- a. Metal plaka elektrotları
- b. Emici düzenli elektrotlar
- c. Gezici tipten elektrotlar
- d. Bükülebilir elektrotlar
- e. Kuru elektrotlar



Şekil 3.1: Değişik tip elektrotlar [15]

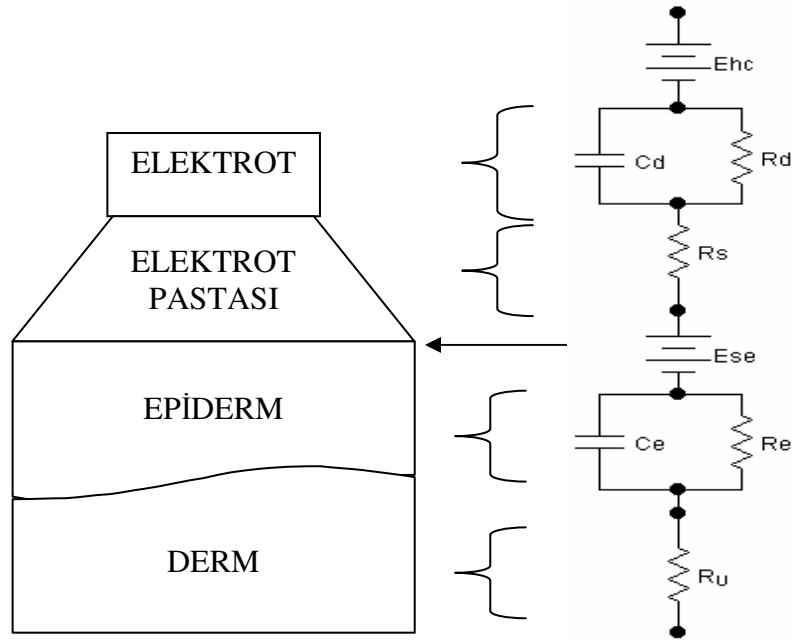
Şekil 3.2 'de bir elektrotun elektriksel devre şekli görülmektedir. Devrede E, Elektrot potansiyeline karşılık gerilim kaynağı, C1 elektrot – elektrolit arasındaki yük miktarından kaynaklanan kapasite, R1 bu kapasitenin direnci, R2 elektrolitin direncini temsil eder. [4]



Şekil 3.2: Elektrotun 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. [4] Gürültü düzeyleri düşük elektrotlar kullanılarak ya da sinyal işleme metotları ile gürültü düzeyleri düşürülebilmektedir.



Şekil 3.3: Bir yüzey elektrotunun toplam eşdeğer devresi [1]

Şekil 3.3 'de vücut üzerine yerleştirilen bir yüzey elektrotun elektriksel modeli gösterilmiştir. Burada;

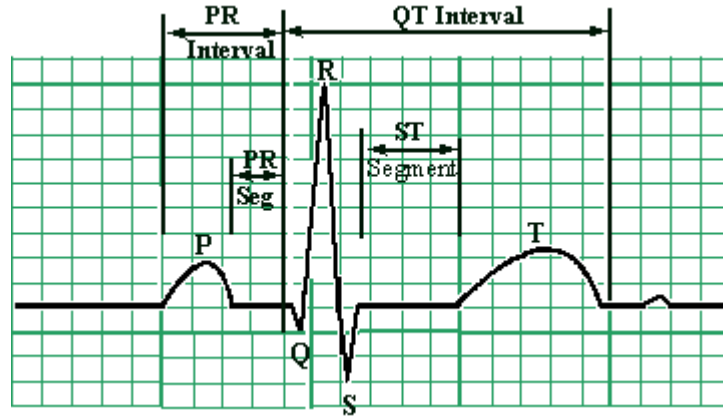
- E_{hc} : Yarım pil potansiyelidir.
 R_d ve C_d : Elektrot ve elektrot pastası kesiminde polarizasyon olayları sonucunda meydana çıkan empedans ve kapasitedir.
 R_s : Elektrot kablosu ve elektrot pastasının toplam seri direncidir.
 E_{se} : Birleşme yüzeyinde oluşan potansiyeldir.
 R_e ve C_e : Epidermin direnç ve kapasitesidir.
 R_u : Vücudun iç direncidir.

3.3 Elektrokardiyogram (EKG)

Kalp kaslarının kasılması ile üretilen elektrik potansiyellerinin değişimine elektrokardiyogram (EKG), bu değişimlerin zamana karşı çizdirilerek kaydedilmesine elektrokardiyografi ve elektrokardiyografi sırasında kullanılan bir nevi geliştirilmiş galvanometre olan aygıta ise elektrokardiyograf denir.

Elektrokardiyogram üzerinde kalbin elektriksel potansiyeline ilişkin yön, genlik ve zaman içinde değişim gibi bilgiler yer alır [6]. Bu sebeple kalbin fonksiyonlarının değerlendirilmesi açısından EKG önemli bir araçtır.

Normal EKG işareti, taban çizgisi üzerinde sıralanan P, Q, R, S, T, U adları verilen dalgalardan oluşur.



Şekil 3.4: Elektrokardiyogram işareti [10]

EKG genellikle 0.04 s/mm skalası ile kaydedilir. Voltaj sensitivitesi düşey ekseninde 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 aşağıdaki gibidir.

1-Hız: 60–100 vuru/dk

2-Ritm: Düzenli.

3-Uyarı odağı: Her uyarı SA düğümünden çıkar.

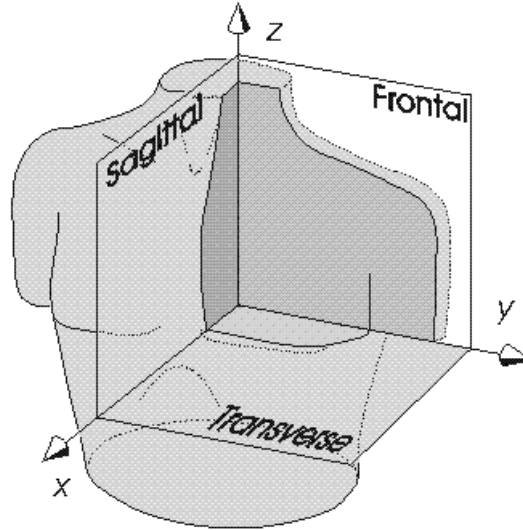
4-P dalgası: Her vuruda aynı görünümündedir, tümü SA düğümünden çıkar.

PQRST kompleksinin frekans bandı 0.05 – 150 Hz arasındadır. Bazı önemli EKG parametreleri aşağıdaki gibidir. [4]

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

3.4 EKG Sinyalleri Elde Edilirken Kullanılan Bağlantılar

Kalp gövde içerisine yerleştirilmiş bir gerilim kaynağı gibidir. Tamamı gövde içerisinde olduğundan gerilim kaynağı çıkışını doğrudan ölçmek ancak bir ameliyat ile mümkün olabilir. Gövde hacimsel bir iletken olduğundan gövde üzerindeki çeşitli noktalar arasına elektrotlar bağlanarak EKG işaretleri elde edilebilir. Böylelikle kardiyak vektörünün, istenilen referans düzlemlerinin üzerlerindeki eksenler üzerine izdüşümleri alınır. Uygulamada referans düzlemi olarak Frontal, Transverse ve Sagittal düzlemler alınır. Şekilde eksenlerin bulunduğu düzlemler görülmektedir. [yazgan - korürek]

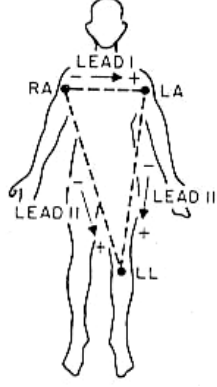


Şekil 3.5: Frontal, Transverse ve Sagittal düzlemler [12]

3.4.1 Einthoven üçgeni

Bir vektörün bulunduğu düzlem içerisinde iki eksen üzerindeki izdüşümlerinin bilinmesi, bu vektörün belirlenmesi için yeterlidir. EKG ölçüm tekniğinde Frontal düzlemdeki kardiyak vektörü izdüşümünün belirlenmesi ise birbirleri ile 60 derece açılar yapan üç eksen üzerindeki izdüşümlerinin ölçülmesi ile yapılmaktadır. Bu eksenler tarafından belirlenen üçgene Einthoven Üçgeni denir.

Şekil 3.6 'da Einthoven Üçgeni, Frontal düzlemdeki kardiyak vektörü bileşeni ve bunun öteki eksenler üzerindeki izdüşümlerinin zamana göre değişimi görülmektedir. [4]



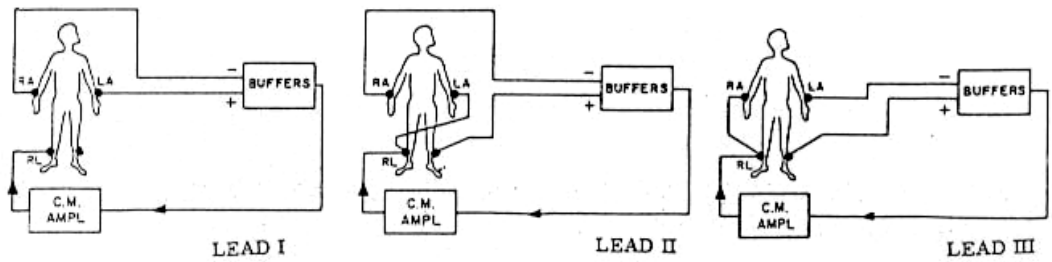
Şekil 3.6: Einthoven üçgeni

3.4.2 Standart bipolar derivasyon

Ölçümlerin daha kolay yapılabilmesi için, üçgenlerin köşe noktaları yerine bu noktalara yakın kol ve bacaklar kullanılır. Bu ölçümler;

- sağ kol – sol kol arasında
- sağ kol – sol bacak arasında
- sol kol – sol bacak arasında

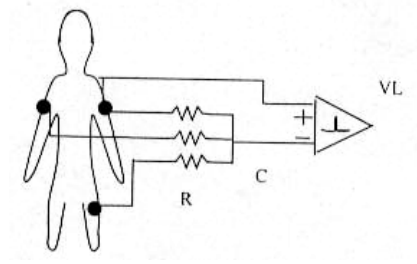
yapılır. Bu ölçümlere sırasıyla I, II , III nolu standart bipolar derivasyon denir. Ölçme bağlantıları şekil 3.7 'deki gibidir. [4]



Şekil 3.7: Standart bipolar derivasyon

3.4.3 Unipolar derivasyon

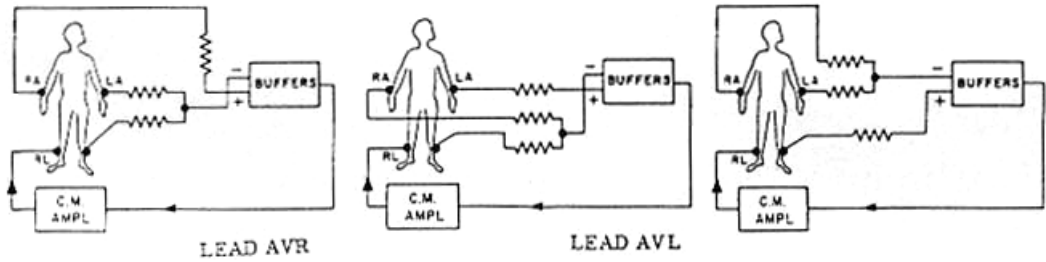
Bu yöntemde üç elektrot eşit dirençler üzerinden birbirine bağlanır ve bu noktayla üçüncü elektrot arasında ölçümler yapılır. Ölçümler VR, VL, VF olarak adlandırılır. C noktası referans noktasıdır. VR, VL, VF sırasıyla sağ kol, sol kol, sol bacak ile referans noktası arasındaki ölçümleri ifade eder. [4]



Şekil 3.8: Unipolar derivasyon

3.4.4 Kuvvetlendirilmiş unipolar derivasyon

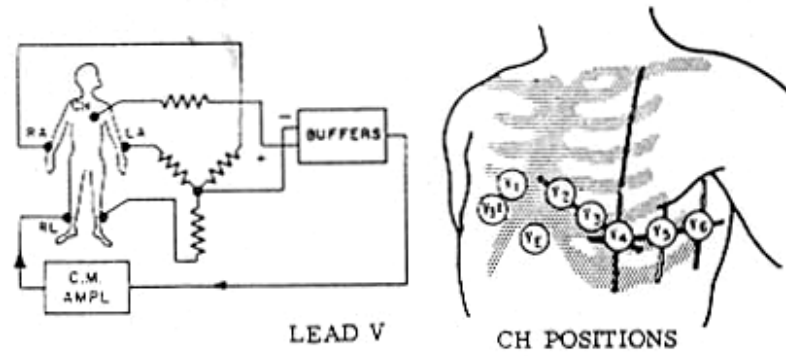
Derivasyonlar isimlendirilirken önlerine koyulan “a” harfi “augmented” yani güçlendirilmiş anlamındadır. Bu yöntemle elde edilen çıkış işareti %50 oranında yükselir. “V” voltaj, “R” sağ kol, “L” sol kol ve “F” sol bacağı temsil eder.



Şekil 3.9: Kuvvetlendirilmiş derivasyon

3.4.5 Tranverse düzlemde yapılan ölçümler

EKG tekniğinde kardiyak vektörünün tranverse düzlem üzerindeki izdüşümü de kalbin durumuyla alakalı bilgiler verir. Frontal düzlemde anlatılan unipolar yöntemlerin birçoğu bu durumda da kullanılabilir. Sağ kol, sol kol ve sol bacakta ki elektrotlar birleştirilerek bir indifferent elektrot elde edilir.



Şekil 3.10: Unipolar göğüs derivasyonları

BÖLÜM 4

ELEKTROKARDİYOGRAFİK İŞARETLERİN ELDE EDİLMESİ

4.1 Elektrokardiyografin Genel Özellikleri

EKG işaretinin gerilim ve frekans seviyeleri elektrokardiyografin yapısını tayin etmektedir. EKG işareti 0.1 – 150 Hz frekans bandında ve $10^{-2} - 10^{-4}$ V gerilim seviyelerindedir. Bir elektrokardiyograf tasarlanırken EKG işaretine uygun şekilde kuvvetlendirici ve istenmeyen gürültüler için filtreleme devrelerine sahip olmalıdır.

Amerikan Kalp Birliğinin standart bir elektrokardiyografin sahip olması gereken özellikleri için şu önerileri sunmaktadır. [7]

Giriş Seviyesi: Cihaz en az 10 mVp-p işareti işleyebilmelidir.

Giriş Empedansı ve Akımı: Elektrot ile toprak arası giriş empedansı $5M\Omega$ 'dan az olmamalıdır. Ölçme esnasında kullanılmayan bütün elektrotlar cihazın toprağına bağlanmalıdır. Kullanılan cihazdan vücuda $1\mu A$ 'den fazla akım akmasına izin verilmemelidir. (Günümüzde $10\mu A$ 'e kadar izin verilmektedir.)

Merkezi Terminal: Direnç devresinin gerektirdiğı merkezi terminalin sebep olduğı distorsiyon %2 'den fazla olmamalıdır.

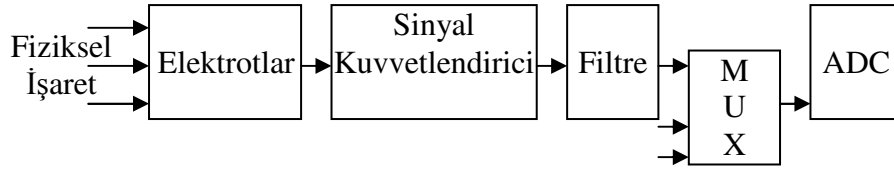
Frekans Cevabı: 0.14 Hz 'den 25 Hz 'e kadar olan bölümde ± 0.5 dB 'den fazla sapma olmamalıdır. 100 Hz 'e kadar olan bölümde ± 3 dB 'den fazla sapma olmamalıdır.

Ortak Modda Yok Etme Oranı (CMRR): Elektrot seçici anahtarın her durumu için, kaydedici kazancı 10mm/mV konumunda bütün elektrot uçları birbirine kısa

devre edilsin, 120 Vrms 60 Hz 'lık kaynağın bir ucu toprağa bağlansın, diğer ucu 22pF seri kondansatör ile birleştirilen elektrota uygulansın. Bu durumun ekranda 20mV 'dan fazla sapma olmamalıdır.

Kalibrasyon: 1 mV standart gerilim, cihazın kalibrasyonu için var olmalıdır.

Şekil 4.1 'de EKG cihazının genel yapısını anlatan bir blok diyagram görülmektedir.



Şekil 4.1: EKG cihazının genel yapısı

Elektriksel olmayan analog büyüklükler bir dönüştürücü (elektrot) vasıtasıyla elektriksel işarete dönüştürülür. Ancak dönüştürücünün çıkışındaki işaret çeşitli sebeplerle istenilen bilginin dışında gürültü işaretleri de içerir. Aynı zamanda işaretin genliği çok düşük seviyededir. Bu sebeple dönüştürücü çıkışının kuvvetlendirilerek diğer elektronik devreler için uygun hale getirilmesi gerekir.

Yükseltelen işaret içerisinde yüksek frekans bileşenleri, şebeke gürültüsü veya diğer biyoelektrik işaretlerden vb. kaynaklanan istenmeyen gürültüleri atmak için ihtiyaca göre filtreler kullanılır.

İşlenen analog sinyal hızlı bir seçici anahtar vasıtasıyla diğer dönüştürücülerden (elektrot) gelen işaretleri analog – dijital çevirici devresine aktarır. Sayısala çevrilen işaret bilgisayarın giriş/çıkış portlarından okunabilir hale getirilmiş olur.

4.2 Kuvvetlendiriciler

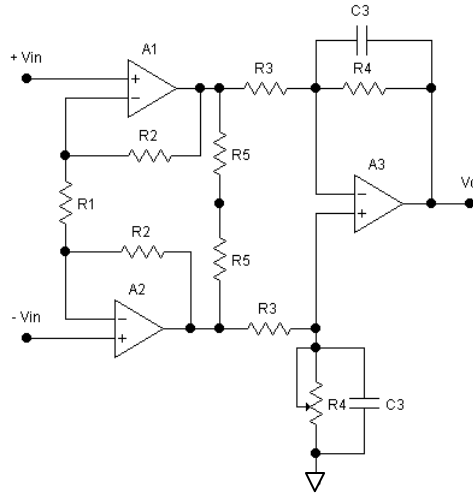
Vücut yüzeyinden elde edilen EKG işaretinin frekans bandı 0.1 – 150 Hz ve genliği 1-2 mV aralığındadır. Bu amaçla kullanılacak sistemin ilgili frekans bandı içerisindeki işaretleri yükseltip, diğer biyolojik işaretleri filtre etmesi gerekmektedir. Günümüzde kullanılan EKG cihazlarının giriş empedansı en az $2M\Omega$ olmalıdır. Bu aynı zamanda hastadan 10 μA den çok akım geçmemesi demektir. EKG yükselteçlerinin en önemli özelliklerinden bir tanesi de elektriksel güvenilirliğe sahip olmasıdır. [4]

EKG işaretleri yalıtılmış ön yükselteç vasıtasıyla elektrotlardan alınır ve bir izolatör (opto kuplör, transformatör kuplajlı devre vb.) yardımıyla kendisinden sonraki kata aktarılır.

4.2.1 Enstrümantasyon kuvvetlendirici

Vücut üzerinden alınan düşük genlikli sinyallerin yükseltildiği ve filtrelendirildiği ön yükselteç devresinin ilk katını oluşturur. Enstrümantasyon yükselteci sadece girişlerindeki voltaj farkına cevap verdiğinden her iki giriş terminaline ortak olarak gelen gerilimleri yükseltmez. Yüksek ortak mod reddetme oranı – OMRO (Common Mode Rejection Ratio - CMRR) ve yüksek giriş empedansları nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

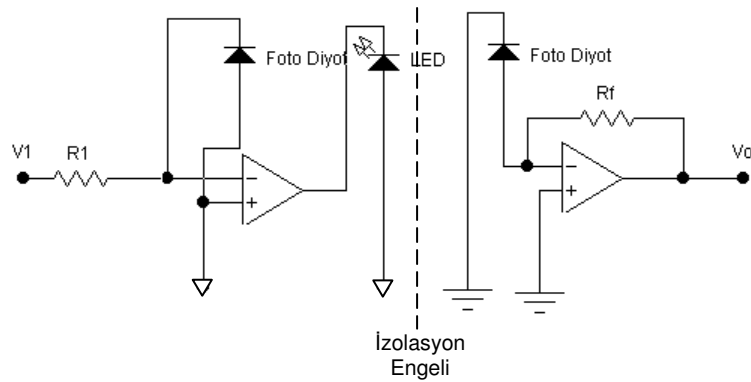
Enstrümantasyon kuvvetlendirici devresinde tipik olarak 90 – 110 dB OMRO oranına sahip işlemsel yükselteçler kullanılmaktadır. Şekil 4.2 'de bu tip bir kuvvetlendirici görülmektedir.



Şekil 4.2: Basitleştirilmiş bir enstrümantasyon kuvvetlendirici [8]

4.2.2 İzolasyon kuvvetlendirici

Öncelikle hastanın elektrikten kaynaklanabilecek tehlikelere karşı korunması gerekmektedir. Hastadan $10 \mu A$ 'ın üzerinde akımlar geçtiğinde hayati problemler doğurabilir. Bu tür kaçak elektrik akımlarından korunmanın en iyi yolu elektriksel izolasyondur. İzolasyon devreleri ön kuvvetlendiriciler ile diğer elektronik donanım arasında yüksek empedans sağlarlar.



Şekil 4.3: Elektriksel izolasyon sağlayan optokuplör [8]

4.3 Filtreler

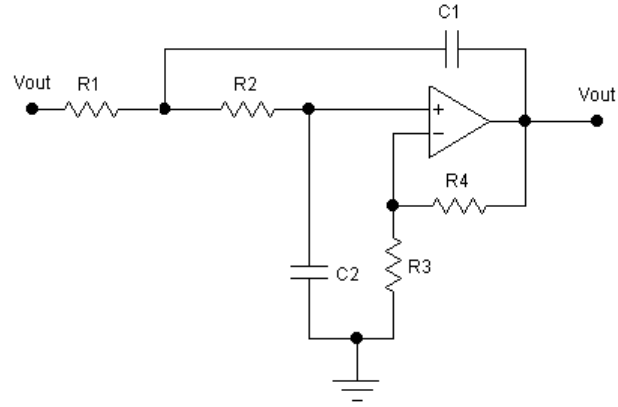
Enstrümantasyon yükselteci tarafından yakalanarak yükseltile EKG işaretlerine birçok gürültü karışmaktadır. Bu işaretlerin başında hastanın soluk alıp vermesi ve kas hareketleri ile oluşan gürültüler gelmektedir. Bununla birlikte elektrik şebekesinden kaynaklanan gürültüler, diğer yüksek frekanslı elektriksel parazitler ve yükselteç devresinin havadan yakaladığı elektromanyetik dalgalar da yükseltecin yüksek OMRO değerine rağmen EKG işaretlerine karışmaktadır.[2]

Filtreler istenmeyen işaretleri süzmek için kullanılır. Günümüzde kararlı direnç ve kapasitelerle tam ve doğru olarak filtre karakteristiklerinin gerçekleşmesine imkân tanıdıkları için genellikle aktif filtreler kullanılmaktadır. [8]

4.3.1. Alçak geçiren filtre

EKG işaretindeki gürültü sebeplerinden en önemlisi hastadan kaynaklanan biyolojik gürültülerdir. Genellikle kas hareketleri sonucu ortaya çıkan bu gürültüler EKG işaretlerinden daha yüksek frekanslıdır. Bu çeşit gürültülerin 40Hz 'in altında bileşeni yoktur. Bu nedenle kesim frekansı 40 Hz olan bir alçak geçiren filtre ile bu çeşit gürültüler önlenir. Bununla birlikte EKG işareti 0.1 – 150 Hz arasında olduğu için alçak geçiren filtrenin üst kesim frekansı sınırlandırılmalıdır. [1]

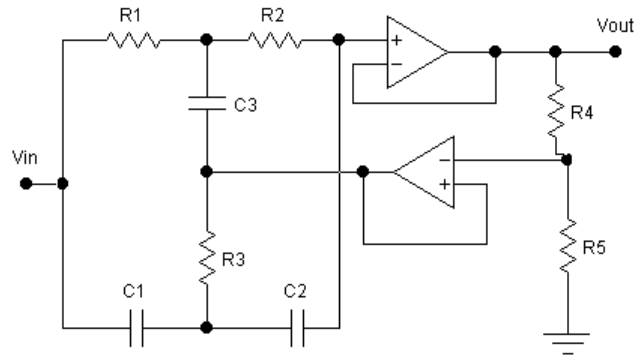
Yüksek geçiren filtre 0.1 Hz kesim frekansı ile kuvvetlendirilmeden önceki sinyalin DC bileşenini atarak EKG işaretinin taban kaymalarını önler. Böylece işaretler 0.1 – 150 Hz bant geçiren bir filtreden geçerler. Şekil 4.4 'de örnek bir alçak geçiren filtre (AGF) görülmektedir. [1]



Şekil 4.4: Diğer biyolojik gürültü işaretleri için AGF filtre

4.3.2. Çentik filtre

Elektrik şebekesinin oluşturduğu elektromanyetik gürültünün hasta üzerinden geçen ve yükselteç devresinde güçlenen bileşenlerini bastırmak için şebeke frekansı civarında bant genişliği ayarlanabilen bir filtre kullanılır. [1]



Şekil 4.5: Şebeke gürültüsünü bastıran çentik filtre

4.4. EKG İşaretinin Sayısala Çevrilmesi

Genellikle mikrodenetleyici kontrollü seri kanallı bir analog – sayısal dönüştürücü (ADC) vasıtasıyla sayısala çevrilerek bilgisayarın giriş/çıkış portlarına

gönderilir. Yazılım aracılığı ile okunan porttaki sinyal üzerinde istenilen işlemler (yazdırma, ekranda görüntüleme vb.) gerçekleştirilir.

Yaptığımız çalışmada EKG işaretlerini elde etmek için National Instruments firmasına ait DAQ kartı ve LabVIEW ile uyumlu çalışan iWorx ETH-256 kodlu preamplifikatör ve ek donanımları kullanılmıştır. Bu donanım ile ilgili teknik açıklamalar ve örnek bir EMG ölçümü aşağıdaki gibidir. [16]

iWorx ETH-256 ‘nın özellikleri:

ETH-256, genel amaçlı bir yükselteçtir (life science research amplifier). Yüksek giriş empedansı ve yüksek CMRR değeri sayesinde düşük distorsiyonlu kayıt, iki yönlü sinyallerin (ECG, EMG, EEG) incelenmesi, çok çeşitli dönüştürücülerden (kuvvet, mesafe ve basınç) bilgi toplama mümkündür. Şekil 4.6 ‘da cihazın dış görünüşü mevcuttur. [13]



Şekil 4.6: iWorx ETH-256 amplifikatörün görüntüsü

Her kanal 50 mA akım değerinde $\pm 5.0V$ genlikli sinyal verebilmektedir. En sık kullanılan dönüştürücülerle uyumludur. Ayrıca kullanıcılar Grass, Gould veya HP algılayıcılar için konfigürasyon belirleyebilirler.

ETH-256, sekiz kazanç seçeneği sunar (x1, x5, x10, x50, x100, x500, x1k ve x5k). Sinyaller, alt ve üst sınır değerleri belirtilen filtrelerden geçirilerek sinyal bozulmalarından arındırılır.

ETH-256 yükselticinin her bir kanalı “Bridge” veya “Biopotential” olmak üzere konfigüre edilebilir. Bridge konfigürasyonda yükselticinin giriş empedansı 10 GΩ kadardır ve bu modda kuvvet, mesafe veya basınç ölçümlerini yapabilen dönüştürücüler kullanılabilir. Buna ek olarak birçok termistör, pH elektrot ve diğer mümkün olan dirençli cihazlardan giriş alabilir. ETH-256 ile Biopotential modda ECG, EMG ve EEG sinyalleri incelenebilir.

Teknik Özellikler	
Number of Channels	2
Operational Modes	Bridge/Biopotential (ECG, EMG, EEG)
Gain	x1, x5, x10, x50, x100, x500, x1k, x5k
Filters	High Pass (Hz): DC, 0.03, 0.3, 3.0 Low Pass (Hz): 5.0, 50, 150, 2 k, 10 k
Power Source Wall Adapter	12 VAC, 1 Amp
Ground Isolation	Optical with C-ISO-255 isolated cable
Input Impedance	10 GΩ
Output Impedance	100 Ω
Input Connectors	DIN 8 and BNC
Output Connectors	BNC
Offset Range	±5V
Excitation Current	50 mA per channel
Excitation Voltage	±5V
CMR	100dB

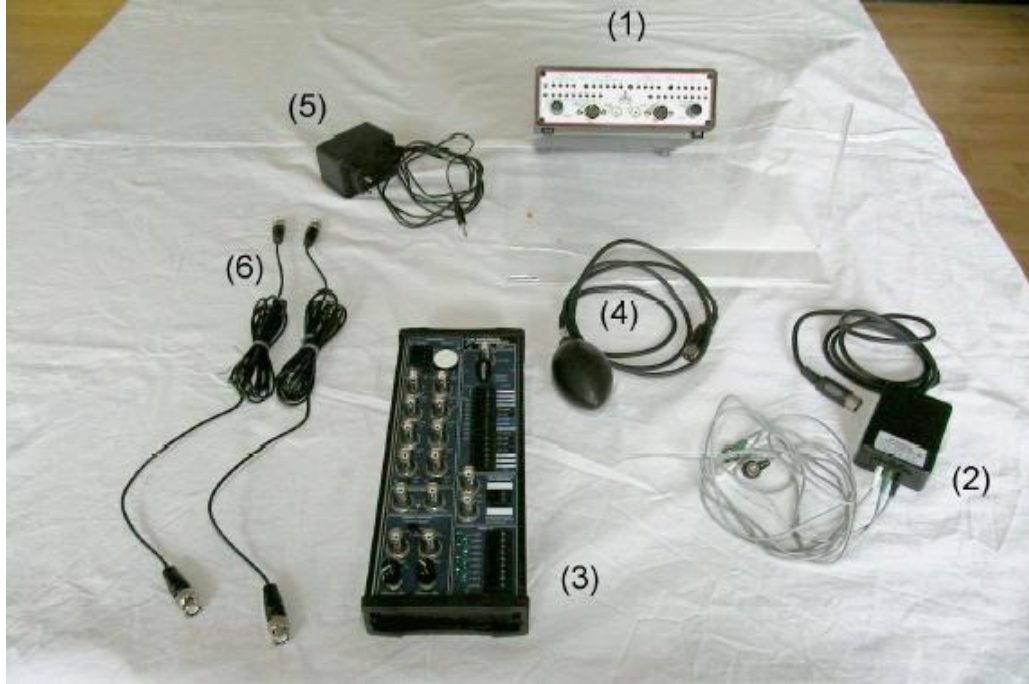
Tablo 4.1: iWorx ETH-256 amplifikatörün teknik özellikleri

4.4.1 Teçhizat

Deneysel çalışma için dönüştürücü (elektrot), amplifikatör, filtre, ADC ve LabVIEW altında çalışan bir kaydetme programı kullanılmıştır.

1. Bridge / Bioamplifikatör: CB Sciences / iWorx ETH – 256
2. İzolasyon Amplifikatör: CB Sciences C_ISO – 255

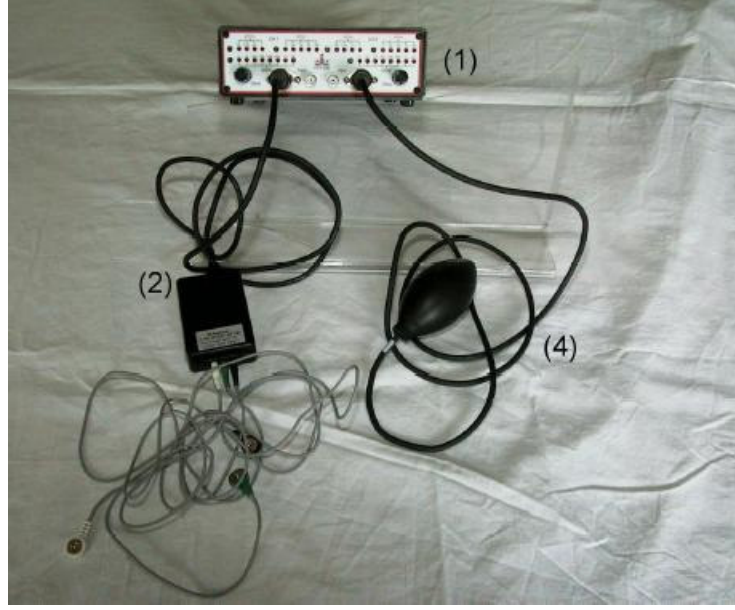
3. Bağlantı Kutusu: NI, BNC – 2120
4. Dinamometre: iWorx/CB Sciences insan fizyolojisine uygun dönüştürücü seti
5. AC/AC Güç Kaynağı
6. Koaksiyel Bağlantı Kabloları



Şekil 4.7: Deneysel çalışmada kullanılan teçhizat

4.4.2 Kurulum

Öncelikle şekil 4.8 ‘de görüldüğü gibi izolasyon amplifikatör (2) ile biyoamplifikatörün (1) birinci kanalının ve dinamometre (4) ile biyoamplifikatörün (1) ikinci kanalının bağlantısı yapılır.



Şekil 4.8: İzolasyon amplifikatör ve dinamometre ile bioamplifikatörün bağlantısı

Biyoamplifikatöre (1) güç kaynağı (5) bağlanarak açıldığında ön panelde kırmızı led diyotların yandığı görülür. Daha sonra şekil 4.9 'da ki gibi DAQ kartının bağlantı kutusunda ki (3) sıfırıncı kanala biyoamplifikatörün birinci kanalı bağlanır. Bağlantı kutusunun birinci kanalına da biyoamplifikatörün ikinci kanalı bağlanır.



Şekil 4.9: Bağlantı kutusu ile biyoamplifikatörün bağlantısı

Son olarak bağlantı kutusu ile bilgisayar arasındaki bağlantı yapılır. Böylece Bağlantı kutusundaki yeşil ledler yanar. Yeşil ledlerin yanması LabVIEW 'in kanal sıfırdan ve kanal birden ölçülecek sinyale hazır olduğu anlamına gelir.

4.4.3 Ayarlama

EMG sinyallerinin genliği elektrotların yerleşimine bağlı olarak insandan insana değişmektedir. Bu sebeple genlik düşük seviyede ise kanalların kazanç değerleri yapılarak ayarlamaya başlanmalıdır. Bu esnada amplifikatörün saturasyona gitmemesine dikkat edilmelidir.

A. Elektrot Kanalı (Kanal 1)

Üst kesim frekansı:3Hz

Alt kesim frekansı:2Hz

Kazanç: Uygun bir sinyal seviyesine ayarlanır.

B. Kuvvetlendirici kanalı (Kanal 2)

Üst kesim frekansı:DC

Alt kesim frekansı:10 Khz

Kazanç: Uygun bir sinyal seviyesine ayarlanır.

Aşağıdaki şekil 4.10 'da biyoamplifikatörün ön paneli görülmektedir.



Şekil 4.10: Biyoamplifikatörün ön paneli

4.4.4. Elektrotların yerleştirilmesi

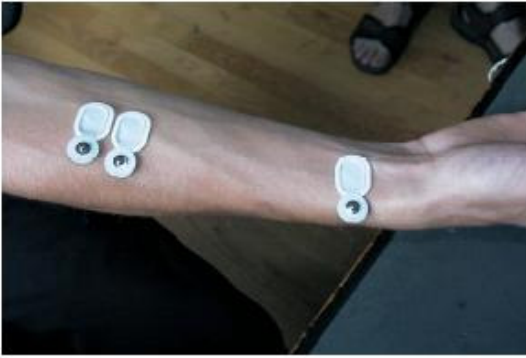
Bu örnekte ölçülmek istenilen işaret EMG olduğu için elektrotların yerleştirilmesi şekil 4.11 'deki gibi yapılabilir.



1. Alkol ile temizleme



2. Kurularak Bağlantının iyi olması sağlanır



3. Elektrotların Yerleştirilmesi

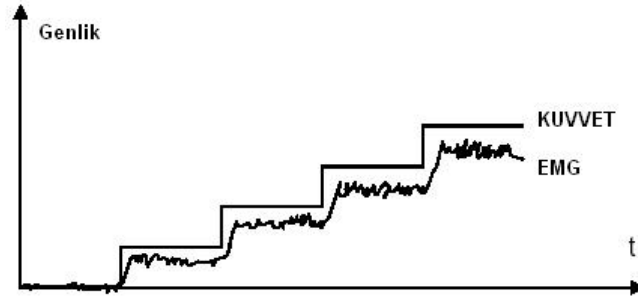


4. Elektrotlara kablolar bağlanarak bant ile sabitlenir.

Şekil 4.11: Elektrotların vücuda yerleştirilmesi

4.4.5 Ölçülen sinyalin izlenmesi

Deneyde parmaklar dinamometreyi giderek artan kuvvette sıkmaktadır. Neticede oluşan EMG işareti şekil 4.12 'deki gibi ölçülür.

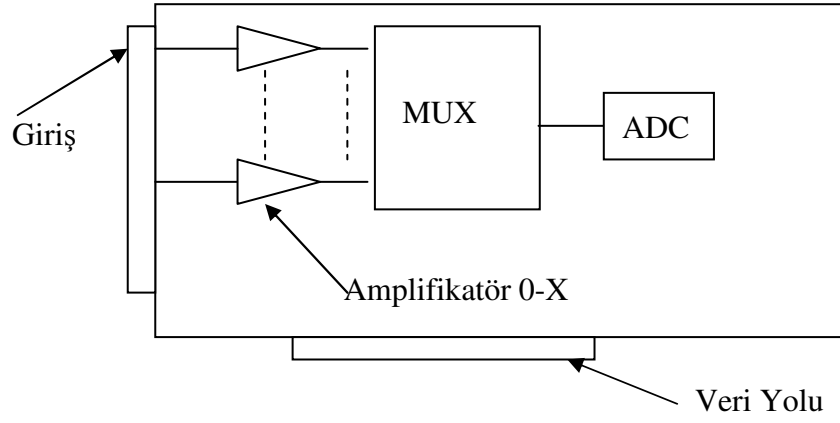


Şekil 4.12: Oluşan EMG işareti

4.5 Kullanılan DAQ Kartın Özellikleri

Veri toplama (DAQ - Data Acquisition) kartı dış dünyadaki veri niteliği olan sinyallerin bilgisayar ortamına aktarılması için kullanılan bir arabirimdir. Bu arabirime gelen sinyaller genellikle analog tipli sinyaller olup sensör ve transduserler tarafından sağlanır. Sinyallerin çoğu direk DAQ karta uygulanması mümkün olmayan ya çok küçük genlikli ve gürültülüdürler ya da yüksek genlikli sinyallerdir. Bu yüzden DAQ girişine uygulanmadan önce bu sinyallerin amplifikasyon, filtreleme vb. işlemlerden geçirilmesi gerekir ki bu işlemler genel olarak sinyal şartlandırma (Signal Conditioning) adıyla anılır.

DAQ kart içyapısı her kanal için bir amplifikatör içeren bir yükseltme katı, her kanal amplifikatör çıkışını giriş kabul eden çoğullayıcı (MUX - Multiplexer) ve analog – sayısal dönüştürücü (ADC- Analog to Digital Converter) içerir. Bu yapı sayesinde girişe uygulanan işlenmiş sinyal amplifiye edilmekte, MUX çıkışıda sayısallaştırılarak kullanılan kartın dizaynına bağlı olarak bilgisayarın ilgili veri yoluna verilmektedir.

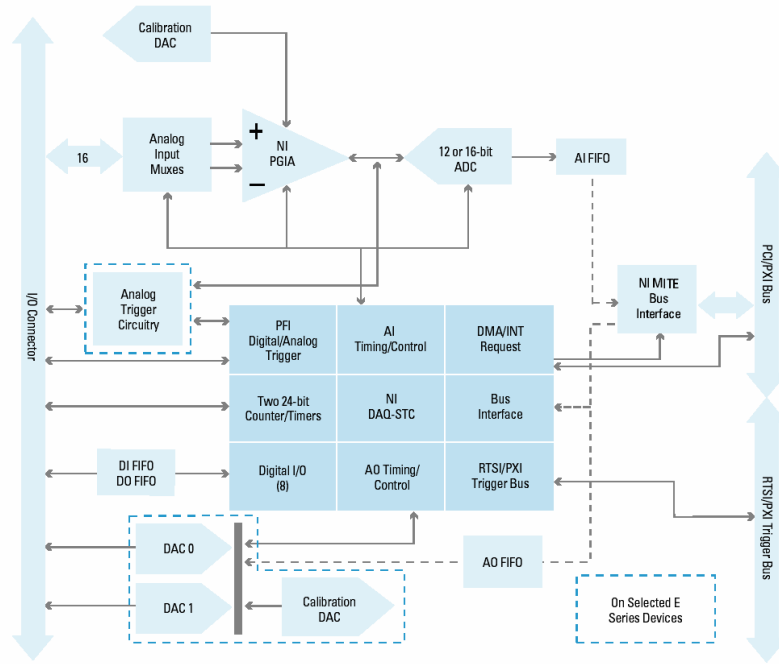


Şekil 4.13: DAQ kart yapısı [14]

DAQ kart olarak bu çalışmada National Instruments firması tarafından üretilmiş olan 6036E model PCI veri yolu ile haberleşen bir kart kullanılmıştır. Kartın görüntüsü ve içyapısı ilgili şekillerde verilmiştir.



Şekil 4.14: NI-6036E DAQ kartın görüntüsü [14]



Şekil 4.15: NI-6036E DAQ kartın blok diyagramı [14]

Kart girişi olarak SCSI bir arabirim kullanılmış olup terminal board olarak kullanılan BNC-2110 ile bağlantısı SH-68E kablo ile yapılmaktadır. Kablo NI Multifunction DAQ cihazları için özel hazırlanmış kılıflı (shielded) bir yapıdadır.



Şekil 4.16: BNC 2110 terminal ve SH 68E kablo

4.6 DAQ Kartından İşaretlerin 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, istatistiksel 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.

4.6.1 NI-DAQ

NI-DAQ 7.0 iki adet NI-DAQ sürücüsü içerir. Geleneksel NI-DAQ ve NI-DAQmx. Her iki sürücüsünde kendine ait uygulama program arayüzü (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 çalışmamaktadır.

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.

4.6.2 DAQ aygıtının konfigürasyonu

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

MAX (Measurement and Automation), National Instruments sürücülerini ile yüklenen windows tabanlı bir uygulamadır. MAX ile NI yazılım ve donanım konfigürasyonu yapılabilir, sistem bileşenleri hakkında bilgi verir ve yapılandırmayı değiştirebilir (diagnostic), yeni kanal ve arayüzler eklenebilir, bağlanmış 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.

4.6.3 Bir DAQ aygıtının oluşturulması

DAQ uygulamaları geliştirmek için NI Measurements paletindeki VI'lar kullanılır. Şekil 4.17 'de DAQ uygulaması oluştururken izlenecek adımlar görülmektedir.



Şekil 4.17: DAQ uygulaması için adımlar

Zamanlama ve tetikleme isteğe bağlı olarak ayarlanabilir. Zamanlama adımı, yazılım saatinin yerine donanım saati kullanılmak isteniyorsa, NI-DAQmx için DAQ asistanı yardımı ile zamanlama ayarı yapılabilir.

Tetikleme sinyal elde ederken eğer kesin bir durumla karşılaşıldıysa kullanılabilir. Örneğin örneklenen giriş sinyali 4V üzerinde seyrediyorsa kullanılabilir. NI-DAQmx için DAQ asistanı yardımı ile tetikleme ayarı yapılabilir.

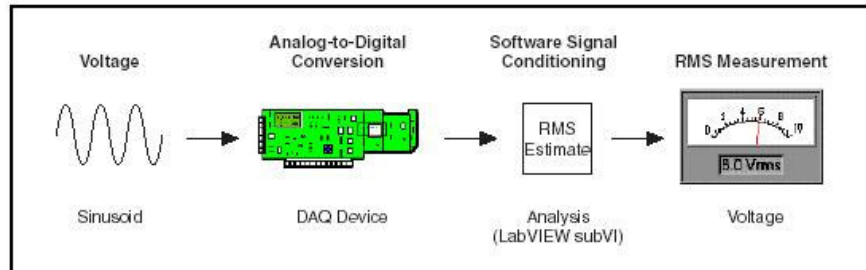
Birçok NI-DAQmx uygulaması başla, dur ve görevi temizle adımlarına sahiptir. Örneğin sayıcı kenarlarını saymak için kullanılan sayıcı/zamanlayıcı veya periyod ölçümü yapılan bir uygulamada sayıcıyı hazırlamak için Başla VI'ı kullanılır.

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.

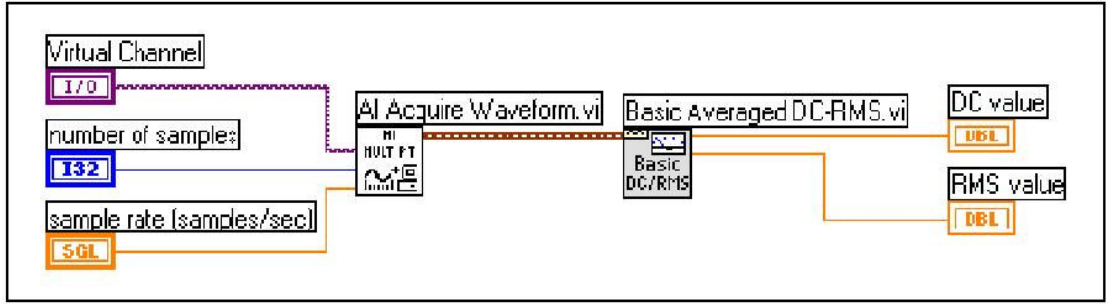
4.6.4 AC voltaj ölçülmesi

Şekil 4.18 'de 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 4.18: Vrms için DAQ sistemi

Şekil 4.19 'daki blok diyagramda AI Acquire WaveForm.VI ile bir dalga biçimi elde edilir. Örnek sayısı ve örnekleme hızı dalga biçimini tanımlar. Basic Averaged DC-RMS.VI dalga biçiminin RMS ve DC bileşenlerini ölçer. Sıfırda ortalananmış olan bir sinüzoidal işarette Basic Averaged DC-RMS.VI DC değeri ve RMS değeri çıkış olarak vermektedir. Sıfıra offset edilmiş olan bir sinüzoidal işarette Basic Averaged DC-RMS.VI DC kayma değeri ve RMS değeri çıkış olarak vermektedir.



Şekil 4.19: DAQ Kullanılarak Vrms ölçülmesi

Nyquist teoremine göre sinyali doğru elde edebilmek için sinyalin max. frekans bileşenlerinin en az iki katı ile örneklenmesi gerekir. Vrms değeri verinin frekansına değil dalga biçimine bağlıdır. Bu nedenle tipik olarak 5-10 kat örnekleme frekansı yeterlidir.

BÖLÜM 5

DEFİBRİLATÖRLER

5.1 Fibrilasyon

Amerika Birleşik Devletleri 'nde her yıl 500.000 'den fazla insan ve bunların %70 'i hastane dışında olmak üzere defibrilatör ile iyileştirilebilir ritm bozukluğu sebebiyle ani kardiyak ölüm sonucunda hayatını kaybetmektedir. Defibrilatör ile iyileştirilebilen en önemli aritmiler ventrikül fibrilasyonlardır. Defibrilatör ile hızlı müdahale gerçekleşmez ise ventrikül fibrilasyon kalp fonksiyonunun tamamen kaybolmasına ve birkaç dakika içerisinde ölüme sebebiyet verir. Atrial fibrilasyon ile daha düzenli ritmi olan Atrial flatır ve ventrikül taşikardi bozuklukları daha temel yöntemlerle iyileştirilebilmektedir. Ani ölüme sebebiyet vermemesine rağmen, kalp odacıklarının yeterli dolmaması sebebiyle kalp çıkışını zayıflatır. Ventrikül fibrilasyonun iyileştirilmesine defibrilasyon, Atrial Flutter ve diğer aritmilerin iyileştirilmesine kardiyoversiyon denilmektedir. [3]

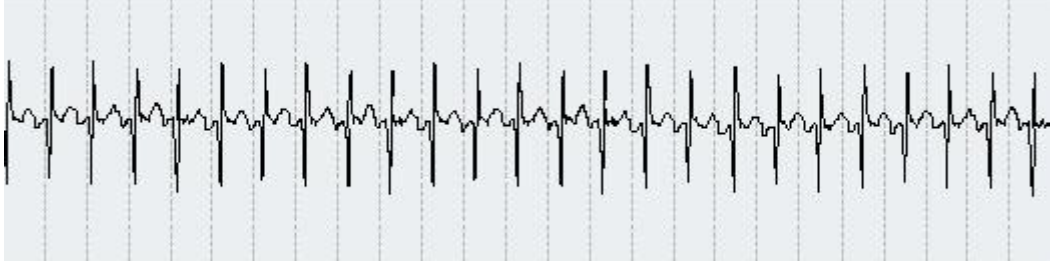
Ventriküler Flatır

Kalp atış sayısının dakikada 250'nin üzerine çıkması özellikle tehlikelidir. Bu durumda ventriküler flatırdan söz edilir. Kalp karıncıkları öyle hızlı kasılırlar ki; neredeyse kanla dolmaları için zaman kalmaz. Bu durumda kalp dolaşım sistemine çok az kan iletebilir ve hasta bayılacak duruma gelir. [11]

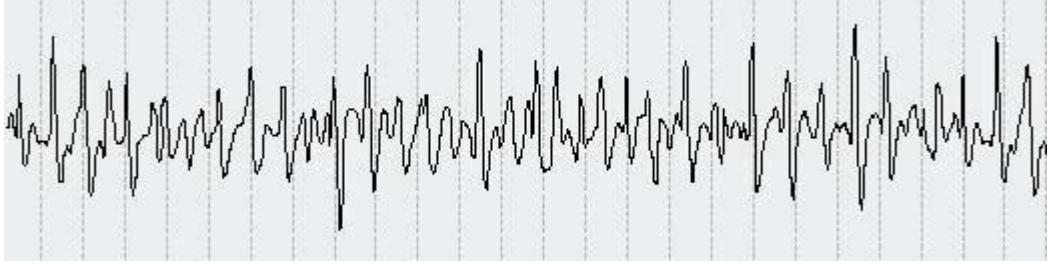
Ventriküler Fibrilasyon

Kalp atış sayısı dakikada 300'ün üzerine çıkarsa ventriküler fibrilasyon nedeniyle 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. [11]



Şekil 5.1: Ventriküler Flatr. Yaklaşık 250 vuru/dk [11]



Şekil 5.2: Ventriküler Fibrilasyon. Yaklaşık 300 vuru/dk [11]

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 – 360 Joule 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 exponential” diye nitelendirilmektedir.

5.2 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 defibrilatörler üretilmiştir. [18]



Şekil 5.3: Defibrilatör

Ventikül fibrilasyonun 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 (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 enerji depolama miktarı şu formül ile hesaplanır.

$$W_s = \frac{1}{2} C E^2$$

Ws: Joule cinsinden depolanan enerji miktarı

C: Farad cinsinden kapasite

E: Kondansatöre uygulanan gerilim

Alınan enerji ise aşağıdaki formül ile bulunabilir.

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

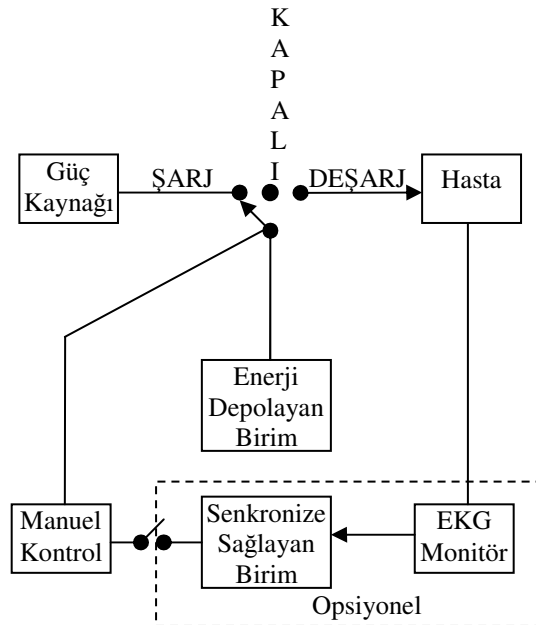
Wd: Alınan enerji

Ws: Depolanan enerji

R: Hasta direnci

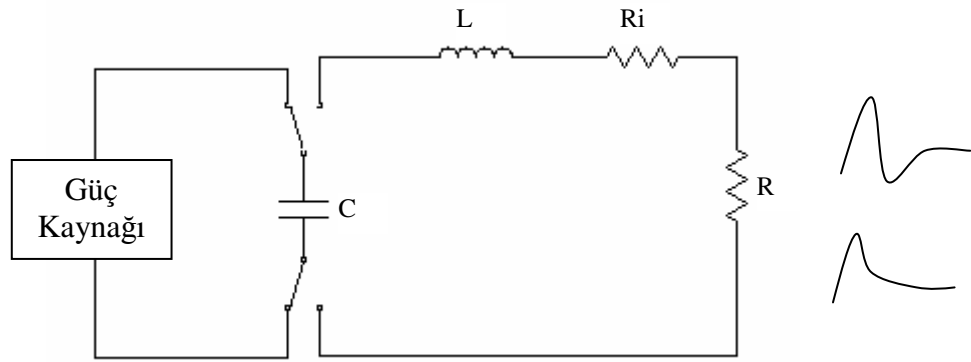
Ri: Aygıt direnci

Şekil 5.4 '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 5.4: Bir defibrilatörün 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 5.5 ve şekil 5.6 ‘de görülmektedir. RCL defibrilatörlerin ürettiği dalga şekli enerji depolama kapasitesine, dirence ve bobinin endüktansına bağlı olduğu gibi hastanın göğüs direncine de bağlıdır.



Şekil 5.5: direnç – kapasite – endüktans defibrilatörler (Hasta R ile gösterilmiştir.)

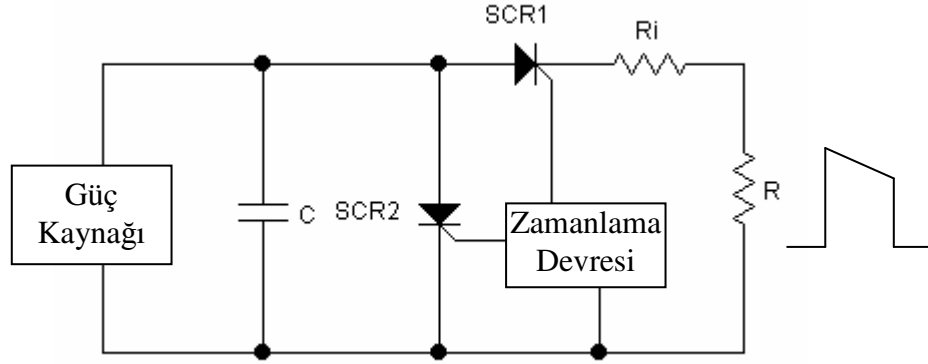
Devreye Kirkchoff ‘un gerilim yasası uygulanırsa

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

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

Buradan ikinci dereceden diferansiyel denklem RCL defibrilatörü açıklar.

$$L \frac{d^2i}{dt^2} + (Ri + R) \frac{di}{dt} + \frac{1}{C} i = 0$$



Şekil 5.6: Trapezoidal dalga defibrilatör. R hastayı gösterir.

Trapezoidal dalga şekli (truncated exponential decay) defibrilatörlerde klinikte kullanılmaktadır. Şekil 5.6 '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)

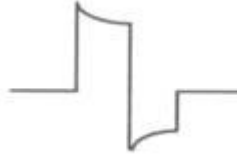
I_f: son an akımı (final)

R: hasta direnci

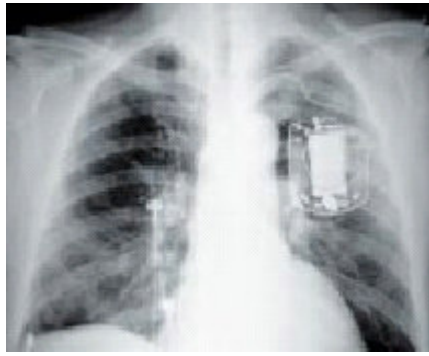
d: pals süresi (s)

RCL ve trapezoidal dalga biçimlerinin her ikisi de defibrilasyonda etkilidir. Günümüzde vücut içine yerleştirilen (implantasyon) bifazik dalga biçimli alternatif defibrilatörlerde 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 150 j'u ile monofazik dalga biçiminin 200j'unun eş düzeyde defibrilasyon yaptığı gösterilmiştir. Bu tür defibrilatörler göğüs yüzeyinden şok yapan defibrilatörler kadar henüz yaygınlaşmamıştır.

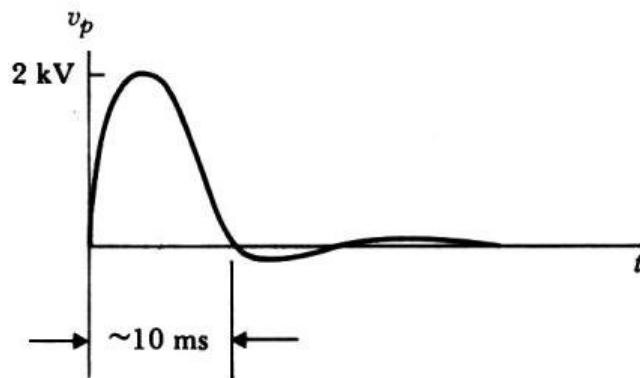


Şekil 5.7: Bifazik dalga şekli



Şekil 5.8: İmplant edilmiş bir defibrilatör [11]

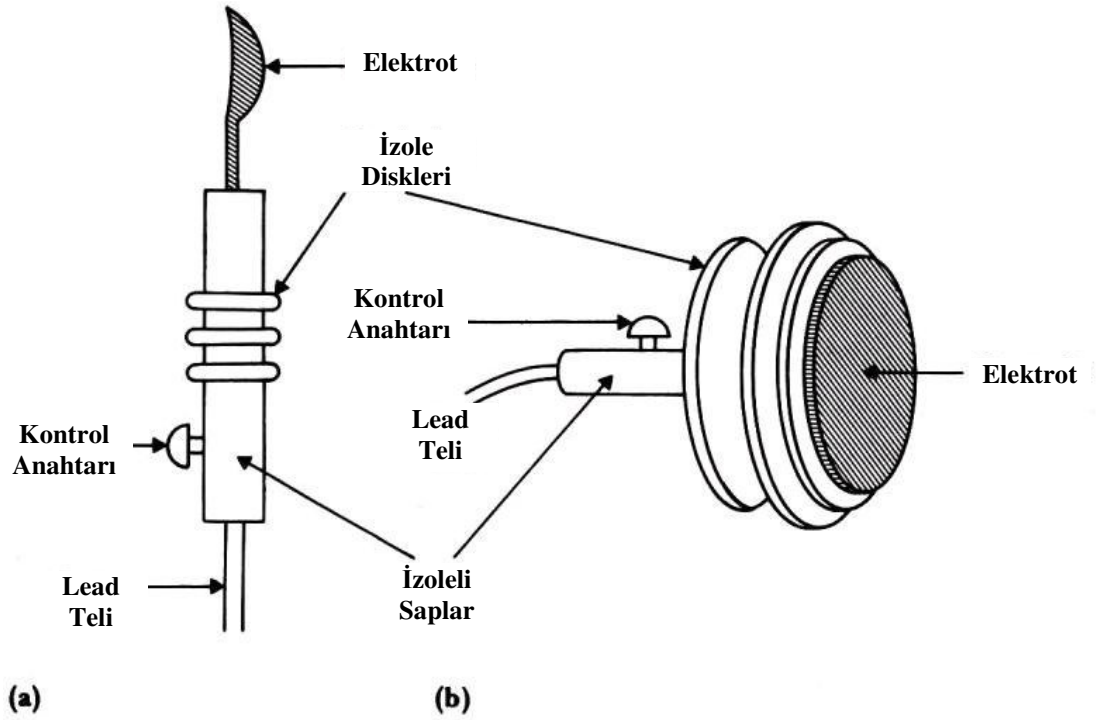
RCL defibrilatörler çok geniş uygulama alanına sahiptir. 440j enerjiyi depolayabilmektedir ve 50 ohm kadar göğüs direnci var olduğu kabul edilen hastaya yaklaşık 360j miktarındaki enerjiyi aktarabilir. Enerji için 5 – 360j arasında çeşitli kademeler mevcuttur. Küçük hastalarda veya kolay düzelebilecek aritmilerde düşük yoğunluklu şok yeterli olabilmektedir. Pals süresi 3-6ms dir. Şekil 5.9 'de sönümlü bir sinüs sinyali görülmektedir.



Şekil 5.9: Sönümlü sinüs [9]

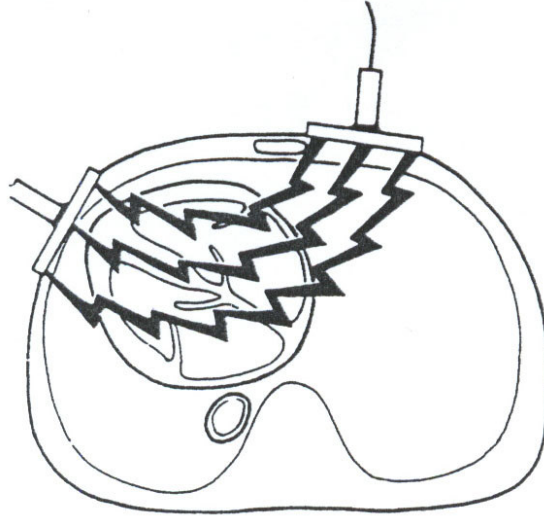
5.3 Elektrotlar

Harici defibrilatörlerin elektrotları metalden yapılmış ve 70 – 100 cm² 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.

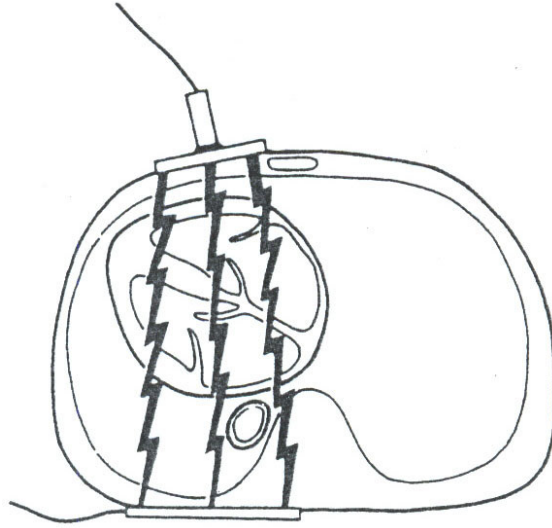


Şekil 5.10: Defibrilasyon için kullanılan elektrotlar. a- dahili, kaşık tipi direkt kalbe uygulanan elektrot. b- paddle tipi göğüs duvarına uygulanan elektrot. [9]

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



Şekil 5.11: Anterior – anterior



Şekil 5.12: Anterior – posterior

5.4 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.

5.5 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 eğitilmiş 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.

Otomatik eksternal defibrilatörler insanların yoğun olarak bulundukları, havaalanları, uçaklar, alışveriş merkezleri, stadyumlar, eğlence yerleri vb. yerlere yerleştirilmeleri önerilmektedir. Ambulans personeli, itfaiyeciler, polisler, hostesler, havaalanı çalışanları vb. bunları kullanmak üzere eğitilmelidirler.

5.6 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.

SONUÇ

Bu çalışmada birinci aşamada donanımları yönetecek olan yazılımın tasarlanacağı programlama dili seçilmiştir. Dünyada çokça kullanılan ancak Türkiye’de fazla bilinmeyen ve her geçen gün popülerliği artan LabVIEW grafiksel programlama dili uygun görülmüştür. LabVIEW ‘in seçilmesindeki en önemli sebep enstrümantasyon ve ölçme problemlerine odaklanmış olması ve nesnelerinin laboratuvar ortamındaki cihazlara benzemesidir.

İkinci aşamada verilerin elde edilerek bilgisayar ortamına alınması gündeme gelmiştir. Bu adımda kullanılacak DAQ kartının biyolojik sinyalleri elde edebilecek özelliklere sahip olması ve bununla birlikte LabVIEW ile uyumlu çalışması öngörülmektedir. Dolayısı ile LabVIEW üreticisi olan National Instruments (NI) firmasının üretmiş olduğu 6036E kodlu DAQ kartı tercih edilmiştir.

Üçüncü aşamada EKG işaretlerinin insan vücudundan alınarak DAQ kartına uygulanması gündeme gelmektedir. Bu iş için hali hazırda üretilmiş olan EKG cihazları, cihaz ile iletişim için gerekli teknik bilgileri üreticinin ticari kaygıları nedeni ile vermemesi sebebiyle çalışmamız için uygun değildir. Bir EKG cihazı yerine DAQ kartı ile tam uyumlu çalışan iWorx firmasına ait bir bioamplifikatörün kullanılmasının projemiz için daha iyi olacağına karar verilmiştir. Bu teçhizat, projemizin desteklenmesi için yaptığımız başvurunun henüz sonuçlanmamış olması sebebiyle temin edilememiştir. Bu sebeple çalışmalarımızda ilettiğimiz veriler EKG datası yerine bir sinyal üreticiden alınmıştır.

Dördüncü aşamada elde edilen verilerin görüntülenmesi, depolanması ve uzaktaki uç birime gönderilecek biçime (sakla-gönder, online) getirilmesi gerekmektedir. Bu adım LabVIEW grafiksel programlama dilinde yazmış olduğumuz yazılım ile gerçekleşmiştir. Yazılım ile veriler DAQ kartından alınarak ekranda gösterilmiş olup, diğer uç birime online gönderilmek için sıkıştırma algoritması uygulanmış, sıkıştırılan veri paketlere ayrılmış ve el sıkışma tabir edilen

iletişimin doğruluğunu denetleyen bir mekanizma ile üretilen veri bitleri de eklenerek hatta koyulacak olan son hali elde edilmiştir.

Beşinci aşamada uç birimler arasında kullanılacak olan haberleşme aygıtına karar verilmesidir. Uç birimler arasında iletişim tez içerisinde de tartışıldığı gibi ağ kartları, internet, modem vb. çeşitli yöntemler ile sağlanabilir. Ancak uzman kişinin acil durumda herhangi bir yerde olabileceği söz konusu olduğu için haberleşmede GSM modem kullanılmasına karar verilmiştir.

Son adımda uzman kişinin EKG işaretlerini ekranında görmesi ve hastanın durumunu yorumladıktan sonra defibrilatörü kontrol eden işaretleri hasta tarafına göndermesi gündeme gelmektedir. Hasta tarafından gelen EKG işaretleri grafik ekranda uzman kişiye sunulmuştur.

Hasta tarafında kullanılacak olan kalp cihazımızın modüler ve taşınabilir özellikte olması istenmektedir. Bu sebeple ekg datalarının alınması için kullanılan donanımları ve defibrilatör cihazını yönetecek olan bilgisayarın endüstriyel bir bilgisayar olması ön görülmüştür.

EKG preamplifikatörü temin edildikten sonra iletilen verinin EKG bilgisini taşıyacak incelikte olması sağlanmalıdır. (DAQ kartından elde edilen sinyal örneklerinin hassasiyetine karar verilmesi, örnekleme zamanının ve örnek sayısının nyquist teoremine uygun şekilde EKG verilerini temsil edecek nitelikte uygunlaştırılması.) Sıkıştırmanın yanı sıra gerekirse veri azaltma tekniklerinin de kullanılması gündeme gelebilir.

Defibrilatör temin edildikten sonra, defibrilatörün DAQ kartı veya diğer portlarla kontrolünün sağlanması, uzman kişinin bilgisayarından gönderilen defibrilatörü kontrol edecek olan sayısal işaretlerin biçimine karar verilmesi, uç birimlerin GSM modem ile haberleşecek şekilde uygunlaştırılması ve istenilirse diğer iletişim seçeneklerinin eklenmesi yapılabilir.

Cihaz son haline geldikten sonra hayvanlar üzerinde de test edilerek, oluşabilecek hataların görülmesi ve düzeltilmesi gerekmektedir. Son olarak tüm donanımları kamufle edecek olan kılıfın tasarlanması gerekmektedir.

Günümüzde yarı otomatik defibrilatör cihazları olmasına rağmen, cihazlar bir uzman ya da sağlık ekibinden bağımsız çalışamamaktadır. Şoklama anında ki zamanlama hataları kalbi ritme sokmak yerine farklı aritmileri doğurmaktadır. Bu durumda hastanın kurtulması imkânsızlaşmaktadır.

Bilindiği üzere bilgisayarlar arasındaki tüm iletişim yöntemlerinde şoklama anı için yüksek miktarda gecikme söz konusudur. Bununla birlikte hata denetimi ve hata kontrolü yöntemleri iletilmeyen datayı tekrar göndermektedir. Bu sebeplerle dataların gecikme zamanları kestirilemeyeceği için projemizde gerçekleştirmek istediğimiz defibrilatörü uzmanın uzak bir uç birimden yönetmesi zorlaşmaktadır.

Günümüzde böyle kritik durumlarda uzman kişi ile hasta başındaki sağlık ekibi telefon haberleşmesi ile hastaya müdahale etmektedirler.

Projemizde kullandığımız LabVIEW grafiksel programlama dili diğer tüm programlama dillerinde yapılabilen işlemleri daha kısa sürede, komut öğrenme zorluğunu ortadan kaldırmış bir şekilde, ölçme ve otomasyon için üretilmiş çeşitli donanımlar ile sorunsuz çalışması sebebiyle yazılım üretme kısmında büyük kolaylıklar sağlamıştır.

KAYNAKLAR

1. Aksu C. 2000. 12 kanallı EKG işaretinin bilgisayarla algılanması. Y.Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri
2. Baykal C. 2000. Kardiyak sinyallerinin görüntülenmesi ve geç potansiyellerin algılanması. Y.Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara
3. Bronzino J. D. 2000. Biomedical Engineering Hand Book, CRC Press – IEEE Press
4. Kemaloğlu S. 2001. Kalp seslerinin EKG işaretleri ile birlikte eşzamanlı alınması ve bilgisayarla analizi. Y.Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kayseri
5. Köker R. 1996. 12 standart derivasyonlu bir EKG biopotansiyel simülatörünün dizaynı ve gerçekleştirilmesi. Y.Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
6. Nizam A. 2000. Elektrokardiyografi işaretlerini gerçek zamanda bilgisayara aktaran ve işleyen arayüz programı tasarımı. Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
7. Molak S. 1991. İki kanallı EKG monitörü. Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
8. Oktay O. 1991. Biyolojik işaretlerin elde edilip işlenmesi. Y.Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul
9. Webster J.G. 1995. Medical Instrumentation Application and Design, New York:Wiley
10. www.ahmetalpman.com
11. www.biotronik.com – 343645 / A / 307
12. <http://butler.cc.tut.fi/~malmivuo/bem/bembook/11/11x/1109x.htm>
13. www.e3tam.com
14. www.ni.com
15. www.bme.jhu.edu/labs/nthakor/teaching/bmi1/Lecture%207.ppt

16. http://server.oersted.dtu.dk/personal/kah/31603/Assignments/Electromyography_setup.pdf
17. LabVIEW Grafiksel programlama dili yardım konuları
18. Uzm. Dr. Soysal S. 2002. Defibrilasyon, Ders Notu, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir